



**Universidade de  
Aveiro  
2008**

Departamento de Engenharia Mecânica

**Ana Maria Moreira  
Amorim do Rego**

## **Estudo Experimental do Efeito das Hastes Femorais na Tíbia na RATJ**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Prof. Doutor António Completo, Professor Auxiliar Convidado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e do Prof. Doutor José Simões, Professor Associado com agregação no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Dedico este trabalho aos meus pais e ao meu irmão.

## **o júri**

Presidente

**Prof. Doutor Francisco José Malheiro Queirós de Melo**  
Professor Associado no Departamento de Engenharia da Universidade de Aveiro

**Prof. Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca**  
Professor Auxiliar da Faculdade de Medicina de Coimbra

**Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo**  
Professor Auxiliar Convidado no Departamento de Engenharia da Universidade de Aveiro

**Prof. Doutor José António de Oliveira Simões**  
Professor Associado com Agregação no Departamento de Engenharia da Universidade de Aveiro

## **Agradecimentos**

Aos Prof. Doutor António Completo e Prof. Doutor José Simões por partilharem os seus conhecimentos científicos, pelo apoio, envolvimento, disponibilidade, incentivo, optimismo e encorajamento demonstrado.

A todos os colegas e amigos que de alguma forma contribuíram para a concretização deste trabalho.

Um especial agradecimento ao meu irmão, que me apoiou incondicionalmente na realização deste trabalho.

## palavras-chave

Biomecânica, prótese do joelho, artroplastia do joelho, haste cimentada, haste press-fit, método dos elementos finitos, medição experimental de deformações.

## Resumo

Este trabalho visa avaliar o uso das hastes no fêmur quando existem defeitos ósseos significativos neste que possam influenciar o comportamento biomecânico da tíbia. Para tal, foi seleccionada a prótese de joelho P.F.C. Sigma Knee System como elemento para a realização do estudo comparativo. Realizaram-se três modelos experimentais e numéricos, nomeadamente a prótese com haste cimentada, outra com haste press-fit e um modelo sem haste.

No modelo experimental começou-se por seccionar o fêmur e a tíbia, fixaram-se a suportes e colocaram-se no dispositivo utilizado para a realização de ensaios. Colocou-se extensómetros na tíbia, aplicou-se uma força estática de 2100N e mediu-se as deformações. Os desvios observados entre os modelos demonstraram potencialização de stress-shielding na zona posterior da tíbia com haste press-fit.

O estudo numérico teve como objectivo reproduzir os modelos o mais próximo da realidade, colocando-se as hastes no fêmur com um ângulo de 7° e as restrições de contacto. Comparou-se as deformações obtidas nos modelos numéricos com as extensões dos modelos experimentais, obtendo-se uma boa correlação entre os valores, sendo a correlação mais próxima de 1 obtida no modelo sem haste, em parte devido às simplificações inerentes ao modelo numérico.

No sentido de completar os resultados experimentais analisou-se as tensões principais mínimas sofridas no osso esponjoso no modelo numérico, constatando-se que a haste press-fit é a haste que maiores tensões provoca no osso-esponjoso tibial, seguido da haste cimentada. A utilização das hastes modifica a distribuição das tensões no osso esponjoso na interface osso-cimento.

Com base nos resultados observados, a opção clínica pela haste femoral press-fit deverá ser acautelada, já que esta é a que mais altera o comportamento biomecânico da tíbia na zona proximal.

## **Keywords**

Biomechanics, knee prosthesis, knee arthroplasty, cemented stem, press-fit stem, finite element method, experimental strain measurement.

## **Abstract**

The main objective of this thesis was the evaluation of femur stems considering significant bone defects and how those defects influence the biomechanical behavior of the tibia. Finite element and experimental studies were performed concerning the use of stems in revision knee arthroplasty. The P. F. C. Sigma Knee System prosthesis was used within the study.

Three numerical and experimental models were done, one model with femur cemented stem, another with press-fit stem and finally one with femur without stem.

During the experimental procedure the femur and tibia were sliced, fixed to supports and placed on appropriate assays device. After the strain gauges were placed in the tibia, a static force of 2100 N was applied and the deformation measured. The observed deviation between the models demonstrated potential stress-shielding with press fit stem in the posterior zone of the tibia.

In order to simulate the real conditions in the numerical study, the femoral stems were placed with a 7° angle and the contact restrictions established. The numerical deformations were compared with the experimental extensions and a good correlation was obtained between the values. The model without stem was the one that achieved the better correlation might be to the simplifications inherent to numerical model. In order to complete the experimental results, the minimal principal tensions were analyzed in the cancelous bone with the numerical model. The press fit stem was the one that induces more tension in the cancelous bone, followed by the cemented stem. The utilization of femoral stems changes the distribution of tensions in the cancelous bone at the interface bone-cement.

Based on these results, the femoral press fit stem is the one that more change the biomechanical behavior of tibia in the proximal zone, so the clinical option for their use must be careful.

## *Índice*

<i>Introdução.....</i>	<i>1</i>
<i>Capítulo I.....</i>	<i>10</i>
<i>1. Articulação do joelho.....</i>	<i>10</i>
<i>1.1. Superfícies Articulares.....</i>	<i>12</i>
<i>1.1.1. Fémur.....</i>	<i>12</i>
<i>1.1.2. Tibia.....</i>	<i>13</i>
<i>1.1.3. Patela.....</i>	<i>14</i>
<i>1.2. Cápsula Articular.....</i>	<i>15</i>
<i>1.2.1. Reforço Capsular.....</i>	<i>15</i>
<i>1.2.2. Ligamento poplíteo oblíquo.....</i>	<i>16</i>
<i>1.2.3. Ligamento poplíteo arqueado.....</i>	<i>16</i>
<i>1.2.4. Ligamento patelar.....</i>	<i>16</i>
<i>1.3. Ligamentos.....</i>	<i>17</i>
<i>1.3.1. Ligamento colateral tibial.....</i>	<i>17</i>
<i>1.3.2. Ligamento Colateral Fibular.....</i>	<i>18</i>
<i>1.4. Estruturas intra-articulares.....</i>	<i>18</i>
<i>1.4.1. Ligamento cruzado anterior.....</i>	<i>18</i>
<i>Capítulo II.....</i>	<i>21</i>
<i>2. Artroplastia total do joelho de revisão.....</i>	<i>21</i>
<i>2.1. Próteses.....</i>	<i>23</i>
<i>2.1.1. Próteses parciais unicompartimentais.....</i>	<i>24</i>
<i>2.1.2. Próteses fémur-patela.....</i>	<i>25</i>
<i>2.1.3. Próteses totais de deslizamento.....</i>	<i>25</i>
<i>2.1.4. Próteses Charneira.....</i>	<i>27</i>
<i>2.2. Fixação das próteses.....</i>	<i>28</i>
<i>2.2.1. Prótese cimentada.....</i>	<i>28</i>
<i>2.2.2. Prótese não-cimentada.....</i>	<i>29</i>
<i>2.3. Hastes.....</i>	<i>30</i>
<i>2.3.1. Fixação das hastes.....</i>	<i>31</i>
<i>2.4. Biomecânica.....</i>	<i>32</i>
<i>2.5. Complicações.....</i>	<i>33</i>

2.6. <i>Revisão</i> .....	34
<i>Capítulo III</i> .....	37
3. <i>Modelo experimental</i> .....	37
3.1. <i>Introdução</i> .....	37
3.1.1. <i>Métodos e Materiais</i> .....	37
3.2. <i>Resultados e Discussão</i> .....	44
<i>Capítulo IV</i> .....	49
4.1 <i>Introdução</i> .....	49
4.2 <i>Métodos e Materiais</i> .....	50
4.2.1 <i>Convergência de malha</i> .....	52
4.3 <i>Resultados e Discussão</i> .....	56
4.3.1 <i>Comparação dos Modelos Numéricos versus Experimentais</i> .....	58
4.4 <i>Tensões equivalentes no osso esponjoso</i> .....	62
<i>Capítulo V</i> .....	67
5.1 <i>Conclusões Gerais</i> .....	67
5.2 <i>Trabalhos Futuros</i> .....	68
<i>Referências e Bibliografia</i> .....	69



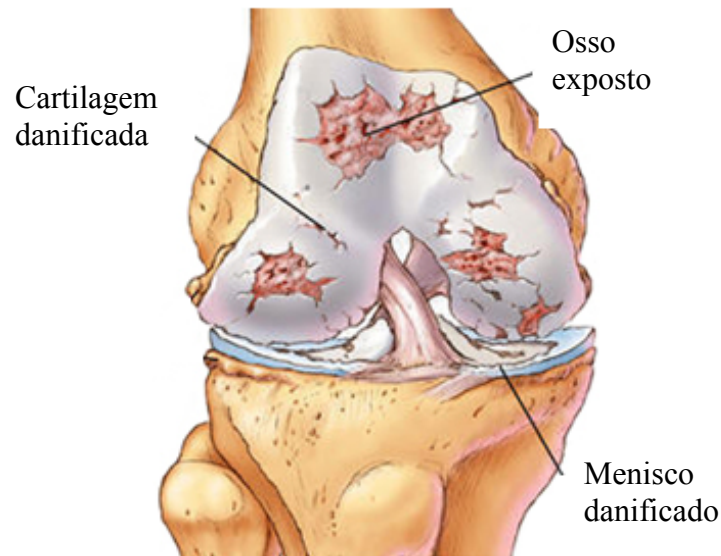
## ***Introdução***

O conceito de substituição da superfície articular do joelho (artroplastia total do joelho), para o tratamento de diversas patologias graves dessa articulação tem vindo a evoluir desde o século dezanove. Verneuil [1] em 1860 propôs a interposição de partes moldes para a reconstrução articular do joelho.

Com o desenvolvimento de materiais inorgânicos adequados para a interposição articular na década de 40 e 50 do século passado a artroplastia total do joelho obteve uma grande evolução e, com ela, um aperfeiçoamento da técnica, demonstrado principalmente por Campbell [2], MacIntosh [3] e McKeever [4].

John Charnley em 1958 foi o pioneiro no desenvolvimento da substituição de uma articulação, fixa com cimento acrílico, com a substituição total da anca baseada numa estrutura de componente metálico e um componente em polietileno. Tal impulsionou principalmente o desenvolvimento da artroplastia total da anca e consequentemente a do joelho.

As primeiras próteses do joelho, quando comparadas às prótese de anca disponíveis naquela época, tiveram um fraco desempenho. Contudo, no final da década de 70 os cirurgiões e engenheiros aprenderam como melhorar os resultados através de aperfeiçoamento tanto na técnica cirúrgica quanto no desenho das próteses. Actualmente, a artroplastia do joelho é tão boa quanto a da anca, sendo executada rotineiramente em grande parte do mundo. A artroplastia total do joelho é uma solução clínica para diversas patologias tais como artrite reumatóide e osteoartrose (fig. 1).



**Figura 1- Joelho com osteoartrite [5]**

A cirurgia de revisão resulta de uma cirurgia primária (1ª vez) falhada. Este tipo de cirurgia é mais complexo, devido à grande perda óssea provocada pela prótese ao longo dos anos. Por esse motivo, requer a implantação de mais enxerto ósseo, o que traz a necessidade da existência de mais bancos de ossos.

Existem poucos desafios como o da artroplastia total do joelho de revisão. O objectivo da cirurgia de revisão consiste em proporcionar ao paciente uma artroplastia funcional sem dor. Geralmente, isto consegue-se com o devido alinhamento do componente e fixação estável da prótese.

As fracturas incluem-se entre os problemas médicos mais comuns, podendo ocorrer em pessoas jovens e saudáveis. A fractura é imobilizada ou fixada, até que o processo de fixação natural una os ossos partidos. Muitos dispositivos diferentes, inclusive pinos, parafusos, hastes intramedulares e combinações de placas e parafusos, foram desenvolvidos para estabilizar os fragmentos das fracturas.

O uso de haste surgiu com a necessidade de estabilizar o joelho quando este apresenta demasiada perda óssea.

Nazarian et al. [6], (2002) afirmaram que embora uma haste possa ajudar a difundir e transferir os esforços da prótese no paciente, não é claro se a fixação intramedular é absolutamente necessária sempre que uma prótese semi-constrangida é usada. O objectivo

desse estudo foi comparar os resultados das artroplastias do joelho de revisão implantadas com e sem hastes intramedulares. A decisão de usar haste baseou-se na avaliação da qualidade do osso, fixação do componente e integridade dos ligamentos na altura da cirurgia. As causas mais comuns para a revisão foram, infecção, perda de fixação do componente tibial, perda de fixação do componente femoral, perda de fixação dos dois componentes, rigidez, fractura periprotética, instabilidade e dor persistente. Todos os joelhos com infecções foram tratados num procedimento a dois estágios. Pacientes do grupo 1 tiveram uma revisão com haste tibial e femoral, pacientes do grupo 2 tiveram só uma haste femoral, pacientes do grupo 3 tiveram só uma haste tibial e pacientes do grupo 4 não tiveram hastes associadas a nenhum dos componentes. Os autores concluíram que os resultados das artroplastias total do joelho de revisão não foram tão satisfatórios como as artroplastias primárias. Contudo, os resultados da revisão foram melhorados com a utilização de próteses condiliares semi-constrangidas ou constrangidas. Foram alcançados bons resultados com as hastes cimentadas na cirurgia de revisão mas, a desvantagem desta técnica reside na dificuldade de remoção do cimento do fémur distal ou da tíbia proximal. Com hastes press-fit, foi também alcançado um bom resultado.

Apesar das hastes nos componentes femorais serem geralmente utilizadas na artroplastia total do joelho de revisão, nenhuma comparação foi feita anteriormente ao estudo de Loon et al [7] (em Setembro de 2000) da estabilidade relativa do componente femoral com e sem haste. Esse estudo tinha como objectivo determinar se a extensão das hastes na ATJ (artroplastia total do joelho) influenciava a estabilidade do componente sob carga.

Neste estudo, aplicaram uma carga axial de 750N na parte medial do componente femoral, concluindo que a aplicação de hastes femorais pode levar a um aumento da reabsorção do osso femoral devido a efeitos de stress-shielding originado pela haste, quando comparada com o componente sem haste. Uma análise dos elementos finitos previu uma perda excessiva de osso femoral distal a longo prazo quando as hastes foram adicionadas ao componente femoral. Aparentemente a extensão da haste femoral melhorava a estabilidade a curto prazo mas comprometia a quantidade de osso a longo prazo. Os autores desencorajaram o uso corrente de extensão da haste femoral na artroplastia total do joelho de revisão. Referem que o uso de haste deverá ser usado unicamente nos casos em que a estabilidade de um componente femoral não-cimentado é inadequada e também em casos em que é preciso suporte adicional para evitar a perda de componente. Os autores

concluíram, que a extensão das hastes do componente femoral na artroplastia total do joelho aumenta significativamente a estabilidade mecânica em condições de carga.

Lenthe et al. [8], realizaram um estudo em 2002 em que o objectivo consistiu em avaliar os efeitos das hastes, o seu diâmetro e as condições de contacto na remodelação do osso no fémur distal. No período anterior da revisão, a perda do osso é comum, o que compromete a estabilidade dos componentes de revisão. Frequentemente, para melhorar a estabilidade dos componentes de revisão, são usadas hastes intramedulares. Foram criados e analisados modelos de elementos finitos do fémur implantado com 4 tipos de prótese do joelho.

Os autores concluíram que as próteses de revisão cimentadas causavam mais reabsorção óssea do que as primárias. Estimaram que a perda de osso a longo prazo com uma prótese de revisão com haste fina é idêntica à de um componente femoral com caixa intercondilar. Ocorreram diferenças entre zonas, provocando nas próteses de revisão mais perda de osso na zona distal, mas algum osso foi adquirido na zona proximal. Um componente femoral com a haste de grande diâmetro conduziu a um aumento da perda óssea. Este estudo mostrou que o tipo de ligação da haste ao osso afectou mais a perda óssea do que o diâmetro da haste. Uma haste ligeiramente maior ou menor não muda os resultados drasticamente.

Esses resultados sugerem que a haste aumenta a estabilidade inicial mas pode reduzir a estabilidade a longo prazo, devido a um aumento de stress-shielding e reabsorção óssea.

A modularidade dos componentes tibial e femoral permite aos cirurgiões na artroplastia total do joelho de revisão uma vasta variedade de opções quando se tenta restaurar a linha de união o balanço ligamentar aquando da presença de perda óssea.

Howell and Rorabeck [9] afirmaram que a artroplastia de revisão do joelho é um procedimento complexo e deve ser executado por equipas de cirurgiões treinados. Grandes defeitos podem exigir enxerto ósseo estrutural. Na maioria dos casos da artroplastia primária falhada, a perda óssea não é significativa e podem ter cavidades menores do que 15 milímetros, podendo ser colmatadas usando aumentos tibiais ou femorais. A fixação do componente ao osso metafaseal ou difaseal é facilitado pelo uso de hastes intramedulares. A potencial desvantagem destas hastes é que originam o efeito de stress-shielding no osso próximo do implante e transmitem o esforço ao longo das suas hastes ate à zona da extremidade.

Buehler et al. [10], publicaram resultados a longo prazo com a prótese press-fit condilar (em 2000) porque até essa altura só haviam sido realizados estudos a curto prazo. Realizaram 108 artroplastias totais press-fit do joelho em 94 pacientes. Todos os pacientes foram implantados com próteses cimentadas com conservação do ligamento cruzado posterior, com substituição do componente patelar. Um componente patelar mostrou-se radiograficamente deslocado. Cinco joelhos foram re-revistas.

O uso deste tipo de prótese resultou em alívio de dor, aumento da amplitude de movimento, restauração da função e sobrevivência do implante de 8 a 10 anos.

Loon et al. [11], em 1999, realizaram um estudo que se centrava na etiologia e tratamento da perda de osso femoral na ATJ de revisão. A perda de osso femoral na ATJ é uma característica comum e é atribuída principalmente a três factores etiológicos: stress-shielding, desgaste e perda do implante.

Os autores utilizaram o método dos elementos finitos (MEF) para a previsão da perda óssea. Observaram que o maior efeito de stress-shielding e perda óssea foram encontrados na área distal anterior do fémur e atrás da flange anterior da ligação do componente femoral.

Quanto ao uso de hastes, o resultado também não se mostrou satisfatório, a reabsorção óssea era ainda maior quando se usava uma haste de grande diâmetro com o componente femoral. No caso do desgaste, este causa osteólise, tipo de perda óssea em torno dos implantes aparentemente estáveis.

Willems et al. [12], afirmaram que para melhorar a estabilidade protética são utilizadas hastes cimentadas e hastes press-fit intramedulares na cirurgia de revisão. Estas hastes podem causar ainda mais perda do osso através do aumento do efeito de stress-shielding, que é influenciada pelas características da ligação ao osso e pelo desenho do implante. Com o objectivo de determinar a influência da haste, o diâmetro da haste e interface de ligação na remodelação óssea no fémur distal, publicaram um estudo em Maio de 1998. Utilizaram a análise pelo método dos elementos finitos. Simularam dois diâmetros de hastes: uma de maior diâmetro relativamente a outra. Foram estudadas três configurações de ligação das interfaces haste-osso e prótese-cimento: totalmente ligadas (a interface haste-osso é ligado e a interface prótese-cimento é ligado), parcialmente ligados (só existe

ligação na interface prótese-cimento) e totalmente não-ligados (as duas interfaces haste-osso e prótese cimento não estão ligados).

As hastes cimentadas promovem perda excessiva de osso devido ao efeito de stress-shielding. Os resultados indicavam que a reabsorção de osso poderia ser limitada se a própria haste pudesse deslizar axialmente em relação ao osso. Os autores concluíram que a haste deslizante reduz o efeito de stress-shielding.

Berry [13] (em 2004) realizou um estudo em que pretendia demonstrar factores importantes que influenciam o sucesso da artroplastia com uma haste femoral cimentada. Os factores a que Berry se refere no seu estudo são: selecção do paciente, geometria intramedular do implante e superfície de revestimento do implante.

Relativamente ao primeiro factor (selecção do paciente) o autor refere que pacientes mais novos e pacientes homens têm maior risco de falha do componente femoral cimentado. Assim, pacientes mais novos e particularmente homens mais novos podem ser considerados candidatos adequados para componentes femorais não-cimentados quando a geometria femoral e factores do paciente o permitem.

No segundo factor (geometria do implante intramedular), o mesmo refere que muitas geometrias do implante tiveram sucesso, mas todas partilham uma característica comum, permitindo estabilidade ao implante metálico dentro do manto ou permitindo que se mantenha a estabilidade através do controlo dos deslocamentos do implante metálico dentro do manto de cimento. Um polimento da superfície minimiza a abrasão do manto do cimento e parece ser uma característica importante do projecto da haste que permite controlar o grau de deslocamento dentro do cimento.

No terceiro factor (revestimento da superfície do implante), a superfície de revestimento do implante metálico foi reconhecida por ter efeitos importantes no seu desempenho. Berry referiu que não havia nenhum consenso relativamente à qual melhor superfície de revestimento. Há provavelmente uma interacção entre a geometria do implante e a superfície de revestimento que permite diferentes combinações de revestimento e de geometria do implante para ser bem sucedida.

No que diz respeito ao quarto factor (técnica cirúrgica), os três factores mais importantes na técnica de cirurgia são: preservar a boa qualidade do osso esponjoso durante a

preparação do canal femoral, penetração do cimento no osso esponjoso e centrar a haste no manto do cimento para evitar áreas de fragilização.

Srinivasan et al. [14], realizaram um estudo em que o objectivo consistia na avaliação do papel da haste longa na prótese de joelho de revisão em oito pacientes, seis pacientes com fractura femoral distal periprotética e dois com fractura femoral distal complexa. As fracturas periprotéticas acontecem com mais frequência no fémur do que na tíbia.

Depois da avaliação, todas as fracturas foram classificadas impróprias para a reconstrução com a fixação interna devido à pobre quantidade do osso. Foi escolhida uma prótese com haste longa.

Nyman et al. [15], afirmaram que quando a falha de uma ATJ for acompanhada com perda significativa do osso, deve-se implantar uma haste longa (> 80 milímetros) na revisão para fornecer suficiente estabilidade, permitindo assim a reconstrução do defeito do osso. Infelizmente, os componentes de metal de um ATJ induzem stress-shielding e subsequentemente, a integridade do osso fica comprometido.

Mabry et al. [16], em 2007, realizaram um estudo cuja finalidade consistiu em avaliar os resultados a longo prazo na ATJ de revisão posterior estabilizada usando hastes modulares femorais e tibiais completamente cimentadas.

Citaram que, permanecia controverso o melhor método de fixação de haste, cimentada ou não-cimentada. As vantagens teóricas das hastes cimentadas incluem o aumento de área de fixação de cimento e flexibilidade da implantação em geometrias distorcidas do osso.

De 1989 a 1994, trataram 72 pacientes (73 joelhos) com uma artroplastia total joelho falhada, usando um implante estabilizado posterior com hastes femoral e tibial, inteiramente cimentadas. Setenta joelhos em sessenta e nove pacientes foram seguidos durante 2 anos, ou até à re-revisão do componente. Os restantes 3 pacientes morreram ou foram seguidos por menos de 2 anos.

Os autores não encontraram evidência clínica de stress-shielding em consequência da fixação inteiramente cimentada da haste. Concluíram que, os pacientes tratados com revisão da ATJ posterior estabilizada que usaram hastes modulares inteiramente cimentadas tiveram resultados satisfatórios a longo prazo, com uma desprezada falha asséptica de re-revisão. Os resultados sustentaram o uso continuado de hastes cimentadas.

Mabry et al. [17], afirmaram que os objectivos básicos da artroplastia total do joelho (ATJ) de revisão inclui o alinhamento apropriado do membro, correcto posicionamento da prótese, correcto balanço ligamentar e movimento adequado da articulação do joelho. O tratamento da perda de osso durante o procedimento de revisão é importante para conseguir estes objectivos e para obter um resultado clínico bem sucedido. A posição e o valor desta perda óssea permitem decisões a respeito do uso de enxertos ósseos, aumento do componente e fixação suplementar da haste. Publicaram um estudo em Junho de 2007 no qual o principal objectivo consistia em descrever papel das hastes na perda óssea na artroplastia do joelho de revisão.

Compararam 107 próteses com haste cimentada e 95 com haste press-fit. Citaram que, as hastes são frequentemente usadas para contornar defeitos osseos ou para fornecer a superfície protética adicional para a fixação do implante. As hastes não-cimentadas fornecem uma transferência inicial de esforço e fornecem uma menor fixação, porém potenciam a dor na extremidade da haste. Dos 107 implantes com as hastes cimentadas estáveis, 7 apresentavam possível perda óssea. Dos 95 com hastes não-cimentadas, 67 foram caracterizadas como estáveis, 18 como possível deslocamento, e 10 estavam deslocados. Similarmente, em 2 artigos da mesma instituição, os resultados de hastes cimentadas e não-cimentadas para defeitos ósseos do tipo 2 revelaram uma maior taxa de falha mecânica a curto prazo com hastes não-cimentadas em comparação com as hastes cimentadas.

Os autores concluíram que o tratamento de deficiências severas do osso durante a ATJ permanece um problema a resolver.

Todos esses estudos, apesar de conclusões por vezes contraditórias relativamente ao uso de hastes na cirurgia de revisão do joelho, estudaram os diferentes parâmetros biomecânicos tais como stress-shielding, deformações, tensões e micromovimentos no próprio osso onde a haste foi implantada. Nenhum desses estudos procurou estudar a influência da utilização dos diferentes tipos de hastes na estrutura óssea complementar, ou seja, a influência das hastes femorais na tíbia ou a influência da utilização de hastes tibiais no comportamento biomecânico do fémur. Esta questão da influência da utilização de hastes no osso complementar é muitas vezes colocada pelos clínicos, não se detectando algum estudo científico publicado que dê resposta a esta questão. Assim o estudo aqui apresentado e



tema desta dissertação visa avaliar até que ponto o uso de hastes no fêmur aquando da existência de defeitos ósseos significativos podem influenciar o comportamento biomecânico da tíbia. Para o estudo foram utilizados modelos experimentais “in-vitro” e modelos de elementos finitos das estruturas ósseas analisadas. A escolha de análise da influência das hastes femorais na tíbia justifica-se pelo facto de grande parte do insucesso da artroplastia total do joelho (ATJ) resultar por perda por descolamento asséptico do componente tibial.

Neste estudo apenas foram analisados dois tipos de hastes femorais comerciais, uma do tipo cimentada e outra do tipo press-fit. Os modelos ósseos experimentais utilizados foram modelos comerciais em material compósito especialmente desenvolvidos para este tipo de estudos.

## ***Capítulo I***

### ***1. Articulação do joelho***

A articulação do joelho (fig. 2), apesar de parecer um sistema biomecanicamente simples, é um sistema complexo. O joelho é essencialmente composto por 4 ossos, fêmur, tíbia, rótula e fibula. É um sistema anatómico de enorme importância no esqueleto, pelas forças e momentos a que está constantemente sujeito na transferência de forças estáticas e dinâmicas para o membro inferior e permitir em simultâneo a mobilidade e a estabilidade. A articulação do joelho é uma articulação em dobradiça bicondilar sinovial entre os côndilos do fêmur e os da tíbia. Podem-se identificar três articulações separadas: as duas articulações femorotibiais e a articulação femoropatelar.

Esta articulação satisfaz os requisitos de uma articulação de peso, permitindo livre movimento em somente um plano, combinado com considerável estabilidade, particularmente com extensão. Geralmente existe uma incompatibilidade da combinação de estabilidade e mobilidade de uma articulação, na maioria dos casos sacrifica-se uma em função da outra. No entanto, no joelho ambas as funções são executadas pela interação de ligamentos, músculos e movimentos complexos de deslizamento e rolamento nas superfícies articulares.

O grau relativamente pequeno de encaixe das superfícies articulares, que é essencial para grande mobilidade, torna-o propenso a diversas patologias.

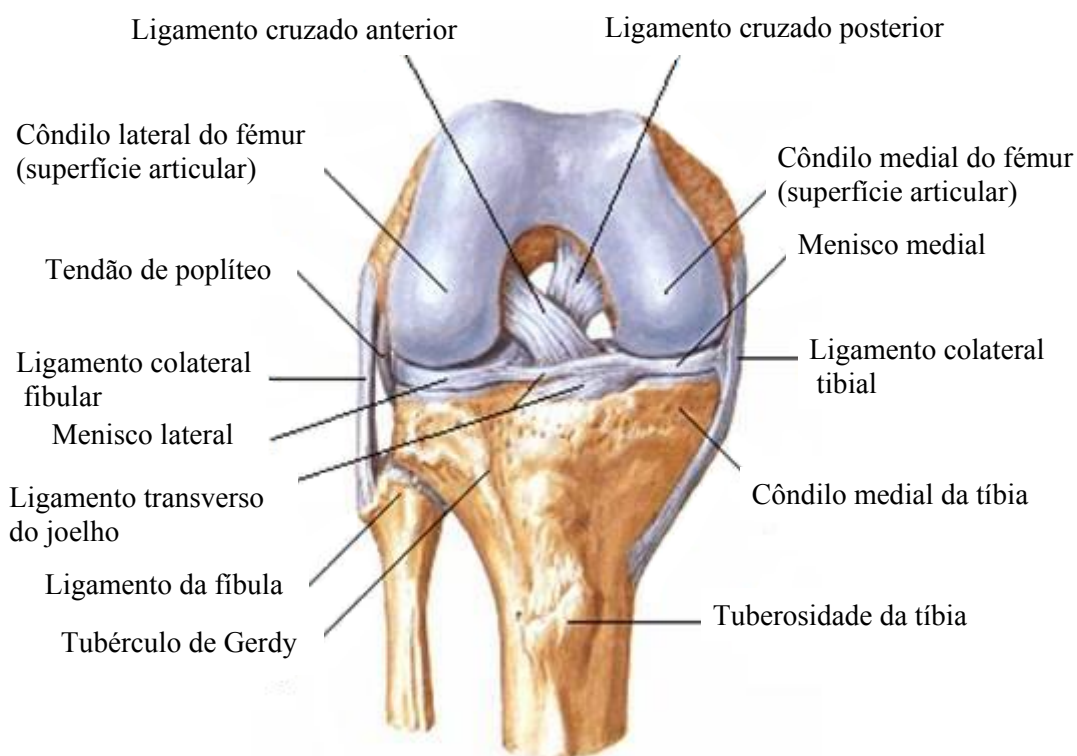
É principalmente uma articulação em dobradiça com um grau de liberdade, permitindo flexão e extensão no plano sagital que lhe permite aproximar ou afastar mais ou menos a extremidade do membro da sua raiz, ou, o que significa o mesmo, de controlar a distância do corpo em relação ao solo. O joelho trabalha essencialmente em compressão, sob a acção do peso. Acessoriamente, a articulação do joelho comporta um segundo grau de liberdade: a rotação sobre o eixo longitudinal da perna, que só surge quando o joelho está flectido.

A sustentação do peso do corpo sobre as extremidades verticalmente opostas dos dois maiores ossos no corpo é obviamente um arranjo instável. A segurança no joelho é assegurada por vários mecanismos compensadores, entre eles estão uma expansão das

superfícies de sustentação de peso do fêmur e da tíbia, a presença de ligamentos colaterais e intracapsulares, uma cápsula e os efeitos reforçadores de aponeuroses e tendões.

A articulação do joelho desempenha um papel importante na locomoção, também se pode considerar que trabalha por compressão axial sob acção da gravidade. Embora muitas espécies caminhem com os joelhos flectidos, a rotação terminal fornece aos humanos um mecanismo de parafuso que oferece estabilidade mecânica para o suporte de forças que ocorram no plano sagital. A articulação é dotada de músculos que actuam com a articulação do tornozelo como um forte impulsionador do corpo para a frente.

A articulação recebe e absorve os esforços vigorosos que os movimentos laterais do corpo no plano frontal e as rotações axiais no plano transversal lhe conferem.



**Figura 2- Ligamentos da articulação do joelho [18]**

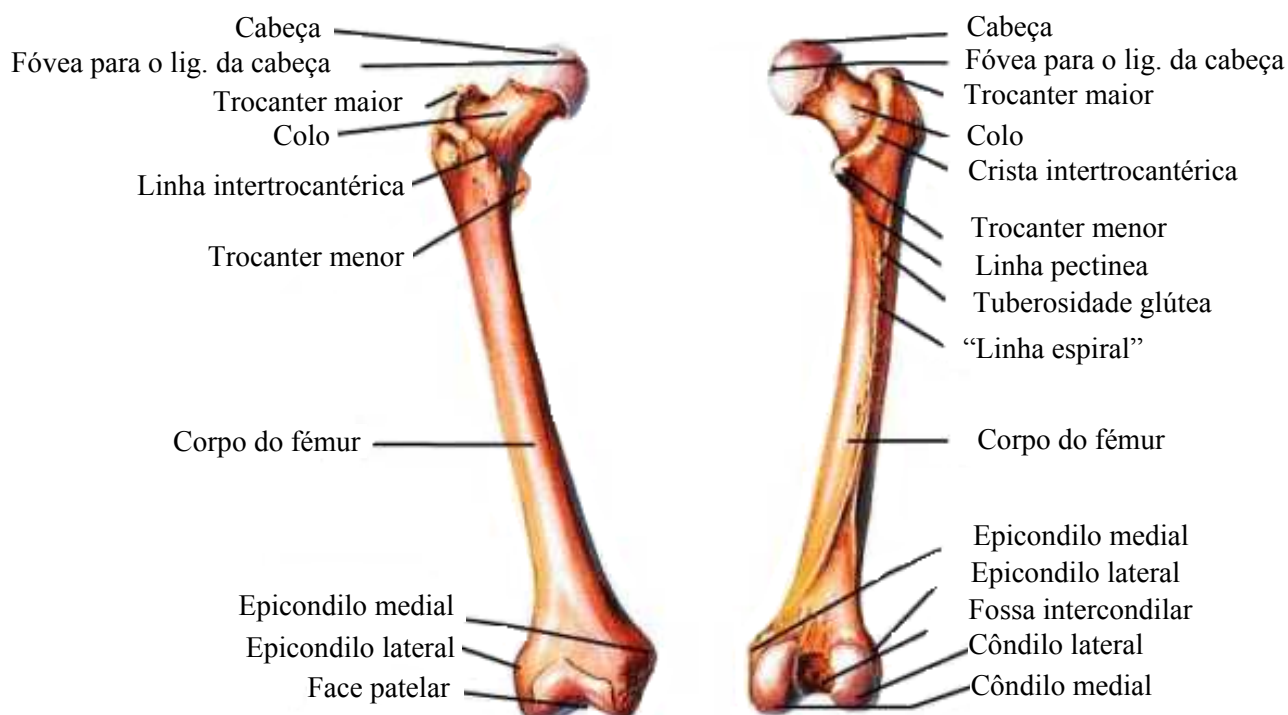
## ***1.1. Superfícies Articulares***

### ***1.1.1. Fémur***

As superfícies articulares do fémur são as duas áreas condilianas que assentam sobre a tíbia e a superfície patelar que une os côndilos na frente e se opõe à superfície profunda da patela.

A área condiliana medial pode ser dividida em duas partes, uma parte posterior paralela ao côndilo lateral e igual em extensão e uma extensão triangular anterior que passa obliqua e lateralmente. A superfície patelar é dividida por um sulco bem marcado numa parte medial menor e numa parte lateral maior e mais proeminente. Quando vistos de baixo, os côndilos femorais formam dois relevos convexos em ambos os planos, sendo mais longos antero-posteriormente do que transversalmente. Eles não são idênticos, uma vez que o côndilo medial é mais estreito e salienta-se mais do que o lateral. Além disso, os seus eixos não são paralelos, mas divergem posteriormente. A incisura intercondiliana, no entanto, continua a linha do sulco da superfície patelar. No plano transversal, a convexidade dos côndilos femorais corresponde mais ou menos à concavidade dos côndilos tibiais, enquanto no plano sagital o raio de curvatura dos côndilos não é uniforme, mas varia como uma espiral. A maneira pela qual os côndilos se tornam progressivamente mais achatados da frente para trás é particularmente importante na mecânica da articulação.

As espirais do côndilo femoral não são espirais simples, porque elas não têm um centro único de rotação, mas uma série de centros que residem eles próprios sobre uma espiral. Assim, a curva dos côndilos representa a espiral de uma espiral. Em cada côndilo pode ser identificado o sulco que separa as áreas de superfície condiliana e patelar (fig. 3). Anterior e posteriormente a este ponto, o raio de curvatura diminui. Entretanto, deve ser lembrado que os dois côndilos não mostram a mesma curvatura e, portanto, os seus raios de curvatura são diferentes. A arquitectura interna dos côndilos femorais reflectirá a sua geometria, bem como os seus esforços aos quais eles estão sujeitos.



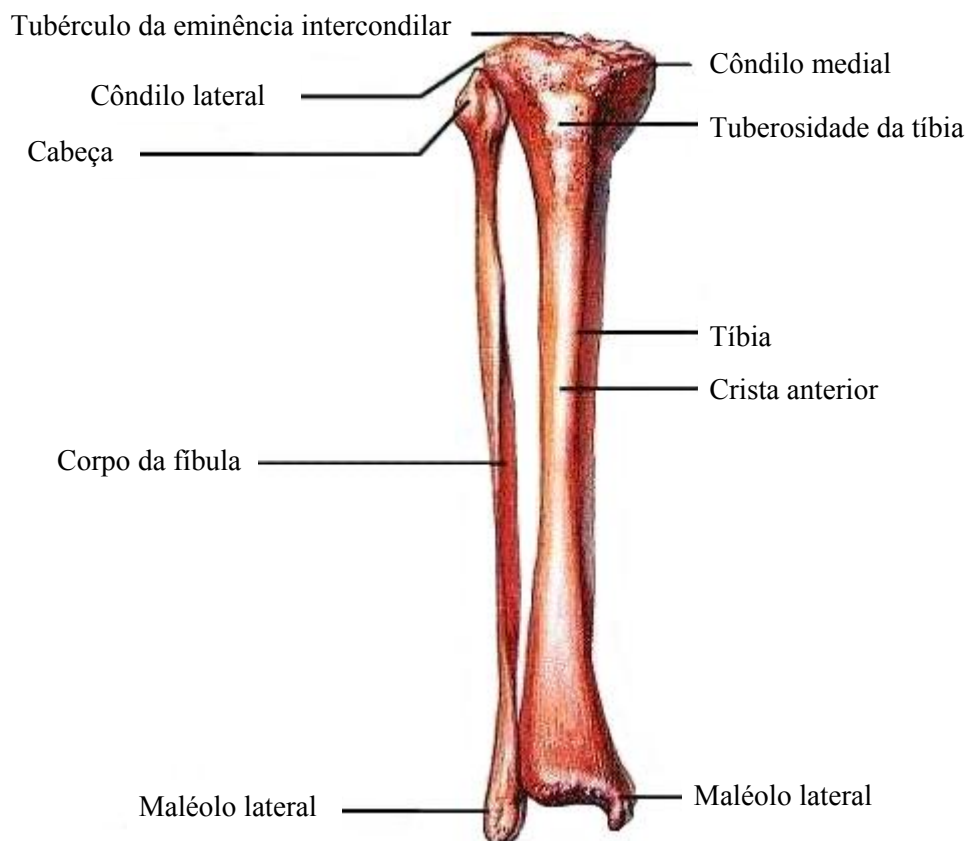
**Figura 3 - Vista anterior e posterior do fêmur direito [19]**

### ***1.1.2. Tíbia***

As superfícies articulares da tíbia são áreas cobertas de cartilagem na superfície superior de cada côndilo tibial, sendo separadas uma da outra pela eminência intercondiliana e áreas intercondilianas triangulares na frente e atrás. As áreas articulares são comparativamente achatadas depois da leve inclinação postero-inferior dos côndilos tibiais em relação à horizontal. A superfície articular medial é maior, oval e ligeiramente côncava de lado para lado, porém côncavo-convexa de frente para trás. Posteriormente, a superfície lateral estende-se para baixo sobre o côndilo em relação com o tendão do poplíteo. As fossas das superfícies articulares da tíbia são aprofundadas pelos meniscos, que intervêm entre o fêmur e a tíbia (fig. 4). Os meniscos assentam sobre uma tira achatada na periferia de cada côndilo tibial. Novamente, a arquitetura interna reflecte a forma da extremidade superior da tíbia e os esforços aos quais ela está sujeita.

As formas básicas das superfícies articulares da tíbia e do fêmur essencialmente permitem somente movimento em um plano, flexão e extensão. A rotação axial envolve a torção do fêmur contra a tíbia, ou vice-versa, durante a qual a eminência intercondiliana do fêmur,

actua como um pivô. O pivô consiste nos tubérculos intercondilíneos que formam o bordo lateral do côndilo medial e o bordo medial do côndilo lateral.



**Figura 4 - Vista anterior do corpo da Tíbia [20]**

### ***1.1.3. Patela***

A superfície articular da patela é oval e pode ser dividida numa área lateral maior e numa medial menor por uma crista vertical, para áreas correspondentes no fêmur. Duas cristas transversais separam três facetas em cada lado e uma crista vertical fraca adicional separa uma faceta perpendicular medial da área medial principal. Na flexão aguda, esta faceta medial articula-se com a faceta em crescente do côndilo femoral medial. As facetas restantes articulam-se em sucessão de cima para baixo com a superfície patelar do fêmur à medida que a articulação move-se da flexão à extensão completa. Em virtude dos esforços

aos quais a patela está sujeita, particularmente durante a locomoção, a cartilagem sobre a sua superfície profunda é extremamente espessa e pode ser a mais grossa de todo o corpo.

## ***1.2. Cápsula Articular***

A articulação do joelho é rodeada por uma dobra ligamentar espessa composta principalmente por tendões musculares e as suas expansões. Não há uma cápsula fibrosa independente contínua a unir os dois ossos; apenas ocasionalmente há fibras capsulares verdadeiras a correr entre eles. A fixação capsular ao fémur é incompleto anteriormente, onde ela se funde com os tendões fundidos dos músculos quadriceps. A fixação à tíbia é mais completa, sendo incompleto apenas na região da tuberosidade tibial, a qual dá fixação ao ligamento patelar. Apesar da sua natureza composta, é conveniente pensar na cápsula articular como uma manga cilíndrica que passa entre o fémur e a tíbia, com uma falha anteriormente que aloja a patela.

Posteriormente as fibras capsulares verdadeiras originam-se dos côndilos femorais, imediatamente acima das superfícies articulares e da linha intercondiliana e passam verticalmente para baixo a fim de se fixar no bordo posterior da extremidade superior da tíbia. Ao lado da articulação, fibras capsulares descem dos côndilos femorais aos tibiais. Elas fundem-se posteriormente com uma rede ligamentar e anteriormente com as várias expansões tendinosas do quadriceps.

### ***1.2.1. Reforço Capsular***

A maior parte do que é visto e tomado pela cápsula articular do joelho é, de facto, a trama ligamentar associada com a articulação. Esta trama é extremamente importante, uma vez que ela fornece à cápsula resistência, bem como o controle e restrição ao movimento que são exigidos pelo joelho.

### ***1.2.2. Ligamento poplíteo oblíquo***

A região central da parte posterior da cápsula é reforçada pelo ligamento poplíteo oblíquo, uma expansão do tendão do semimembranoso. Ele passa para cima e lateralmente para se fixar na linha intercondiliana do fêmur. Contém forames grandes para os vasos e nervos que o perfuram.

### ***1.2.3. Ligamento poplíteo arqueado***

A parte infero-lateral da cápsula é reforçada pelo ligamento poplíteo arqueado, quando ele passa a partir do dorso da cabeça da fíbula, arqueando-se para cima e medialmente sobre a superfície posterior. A parte mais medial do ligamento arqueado arqueia-se para baixo sobre a parte posterior da área intercondiliana da tíbia, enquanto as fibras mais laterais aparecem como uma faixa separada, que corre para o dorso do côndilo femoral lateral.

### ***1.2.4. Ligamento patelar***

O ligamento patelar é a continuação do tendão do músculo quadríceps da coxa. É uma faixa achatada forte que se fixa em torno do ápice da patela, contínuo sobre a frente da patela, com fibras do tendão quadríceps. Entende-se à tuberosidade tibial, terminando obliquamente, uma vez que é prolongado para baixo até mais longe na porção lateral do que na medial. Entre o ligamento e o osso, imediatamente acima da sua inserção, intervém uma bolsa infrapatelar profunda, enquanto no tecido subcutâneo sobre o ligamento situa-se a grande bolsa infrapatelar subcutânea.

Superficiais às faixas fibrosas associadas com o complexo do quadríceps há fortes expansões da fáscia lata cobrindo a frente e os lados da articulação. À medida que desce para se fixar na tuberosidade tibial e linhas oblíquas dos côndilos, ele é sobrejacente e funde-se com os retináculos patelares. O grosso e o forte trato iliotibial descem cruzando a parte antero-lateral da articulação para se inserir no côndilo tibial lateral depois de se fundir com a cápsula articular. Uma faixa forte passa para a frente a partir do trato com o



fim de se fixar na parte superior do bordo lateral da patela; este é o retináculo patelar superior. No lado medial mais fino da patela, a fâscia lata envia algumas fibras inferiormente para se fundir com a expansão do sartório.

O todo da cobertura anterior da articulação do joelho, juntamente com a patela, é mantido tenso pelo tônus dos músculos extensores, sendo apertadamente suportado quando estes músculos estão activos em extensão. Tal parece contrariar a filosofia das articulações em dobradiça, porque a porção extensora das cápsulas articulares deve ficar frouxa na posição estendida, continuada nos músculos extensores acima em vez de ser fixada directamente no osso. Consequentemente, ela pode ser mantida relativamente retesada em todas as posições da articulação.

### ***1.3. Ligamentos***

Tal como é característico em todas as articulações em dobradiça, os ligamentos colaterais são encontrados nos lados da articulação do joelho, embora as formas dos ligamentos medial e lateral seja bastante diferente.

#### ***1.3.1. Ligamento colateral tibial***

O ligamento colateral tibial (medial) é uma faixa achatada forte que se estende do epicôndilo medial do fémur, passando para baixo e ligeiramente para a frente, para se fixar no côndilo medial da tíbia e no lado medial da sua diáfise. Algumas fibras na fixação femoral podem usualmente ser acompanhadas para cima até o adutor magno. Consequentemente, o ligamento colateral tibial foi encarado como tendo sido formado, pelo menos em parte, a partir de uma inserção tibial original do adutor magno. As fibras mais superficiais do ligamento descem abaixo do nível da tuberosidade tibial; as fibras mais profundas têm um trajecto mais curto do fémur à tíbia, espalhando-se triangularmente para se fixar no menisco medial. O ligamento colateral tibial tem 8-9 cm de comprimento, sendo bem definido anteriormente, onde ele se funde com o retináculo patelar, no entanto, podem ser separados parcialmente por bolsas. Sob a cobertura do bordo posterior do

ligamento, uma expansão do semimembranoso para baixo atinge a diáfise tibial, acrescentando considerável resistência a esta área da cápsula. Entre esta expansão e o ligamento correm os vasos e nervo geniculares inferomediais.

### ***1.3.2. Ligamento Colateral Fibular***

Em contraste, o ligamento colateral fibular (lateral) é um cordão arredondado de uns 5 cm de comprimento que se salienta da parte lateral fina da cápsula fibrosa. É fixado no epicôndilo lateral do fêmur acima e atrás do sulco para o poplíteo e passa para baixo a fim de se fixar na superfície lateral da cabeça da fíbula, na frente do ápice, dividindo o tendão do bíceps da coxa ao fazê-lo. Ocasionalmente, o ligamento colateral fibular continua para dentro da parte superior do peroneiro longo e pode ser considerado como uma origem femoral do músculo. Ele protege a articulação de estiramento excessivo no lado lateral do joelho e é bastante forte.

## ***1.4. Estruturas intra-articulares***

Dentro da estrutura da articulação do joelho são encontrados dois conjuntos de estruturas que desempenham um papel importante no funcionamento do joelho, tanto de um ponto de vista anatómico quanto funcional. Estas estruturas são os ligamentos cruzados anterior e posterior, e os meniscos medial e lateral. Destes, os ligamentos cruzados são extra-sinoviais [21].

### ***1.4.1. Ligamento cruzado anterior***

O ligamento cruzado anterior é fixado na tibia imediatamente ântero-lateral à espinha tibial anterior. Ele passa em baixo do ligamento transversos, fundindo-se um pouco com o corno anterior do menisco lateral, e corre posterior, lateral e proximalmente para se fixar na parte

posterior da superfície medial do côndilo femoral lateral. A fixação femoral não é tão forte quanto aquela na tíbia e assume a forma de um segmento de círculo. Durante a sua passagem da tíbia ao fêmur ele sofre uma espiral de aproximadamente 110 graus.

O ligamento cruzado anterior impede o fêmur de se deslocar posteriormente sobre a tíbia ou, inversamente, a tíbia de se deslocar anteriormente sobre o fêmur. Os ligamentos cruzados anteriores ficam estirados durante a extensão, prevenindo a hiperextensão excessiva do joelho. Quando o joelho está parcialmente flexionado, o ligamento cruzado anterior impede a tíbia de se mover anteriormente.

#### ***1.4.2. Ligamento cruzado posterior***

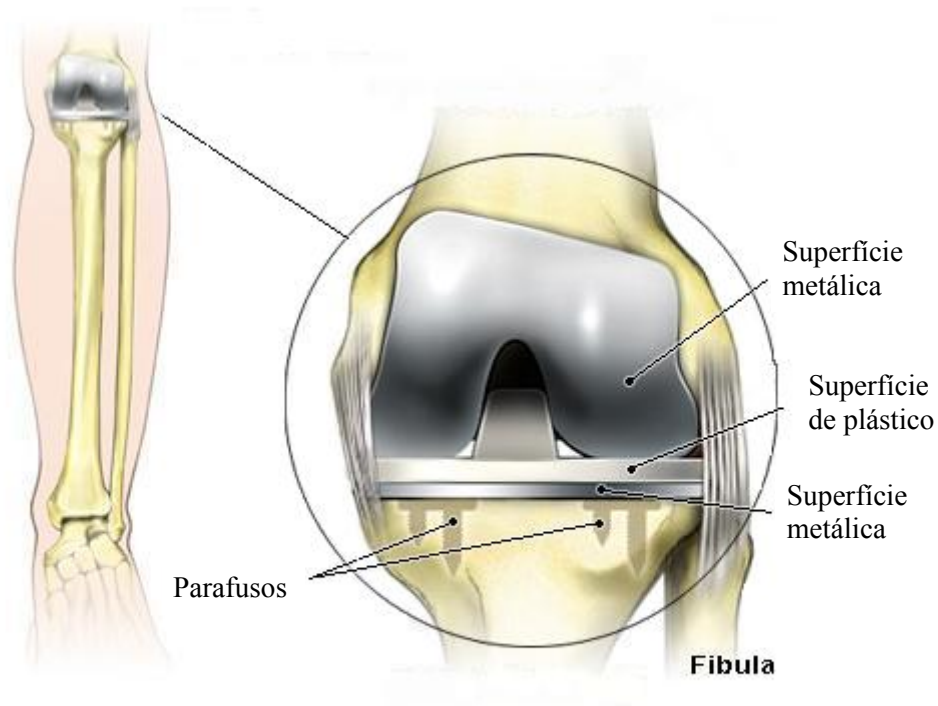
O ligamento cruzado posterior impede o fêmur de se deslocar posteriormente sobre a tíbia ou a tíbia de se deslocar posteriormente sobre o fêmur. Ele também se estica durante a flexão e tem problemas menos frequentes que o ligamento cruzado anterior [22].



## Capítulo II

### 2. Artroplastia total do joelho de revisão

A artroplastia total do joelho (fig. 5) consiste em colocar uma articulação artificial, é uma solução clínica para determinadas etiologias, como a artrose e a artrite reumatóide. A substituição do joelho tem como objectivos a eliminação da dor, correcção de deformações e estabilidade do joelho.



**Figura 5 - Representação de um joelho após artroplastia [23]**

A osteoartrite do joelho é uma das doenças mais comuns em pessoas idosas, afectando cerca de 7,5% da população acima dos 55 anos, e aproximadamente 2% da população sofre de osteoartrite grave [2]. O tratamento mais frequente e efectivo, nesta condição, é a artroplastia total do joelho (ATJ). Este tratamento tornou-se comum nos anos setenta e

obtiveram grandes melhorias durante os últimos anos, considerando-se uma solução também muito útil para a gonartrose grave [24].

As primeiras artroplastias totais do joelho eram próteses do tipo dobradiça fixa aos ossos com as hastes nos canais medulares. Essas “dobradiças” levaram a uma diminuição de dor a curto prazo mas continham limitações de movimento. Ao fim de alguns anos, esta prótese mostrou graves problemas com afrouxamento e infecção e foi abandonada. Durante esse período de tempo, alguns cirurgiões estavam a tentar tratar a artrite do joelho com um espaçador do metal que fosse colocado entre os ossos do joelho para eliminar a fricção de superfícies irregulares em cada um. McKeever (1957) e Macintosh (1958, 1964) conseguiram algum sucesso com estes implantes mas não foram predizíveis, e muitos pacientes continuaram com sintomas significativos. Em seguida, os cirurgiões no Hospital Geral de Massachusetts desenvolveram uma prótese na forma da metade femoral da articulação do joelho. Este tipo de artroplastia ajudava a aliviar os sintomas de dor mas não era predizível nem apresentavam bons resultados de longevidade. Estas recolocações primitivas evoluíram de 1940 a 1965. Durante 1960 um ortopedista canadense, Frank Gunston, de “Sir John Charnley's Hip Center”, desenvolveu um metal na artroplastia do joelho que fixava ao osso com cimento. Este era realmente o primeiro joelho de metal e de plástico e o primeiro com fixação do cimento (1968). A era da artroplastia total do joelho tinha começado. Em 1972 um outro inglês que vivia em New York City, John Insall, M.D., projectou o que se transformou no protótipo actual para recolocações totais de joelho (fig. 6). A prótese era composta por três componentes, em que iria ressurgir as três superfícies do joelho - fêmur, tibia e patela. Foram todos reparados com cimento ósseo e os resultados foram proeminentes. Este era o primeiro joelho total completo com instrumentação específica, com corte e implantação. Desde então, revendo os exemplos dos pacientes que tiveram recolocações totais do joelho, foram introduzidas umas melhorias significativas adicionais. A investigação actual na recolocação total do joelho prende-se no refinamento do projecto para melhorar as funções do joelho do paciente [25].

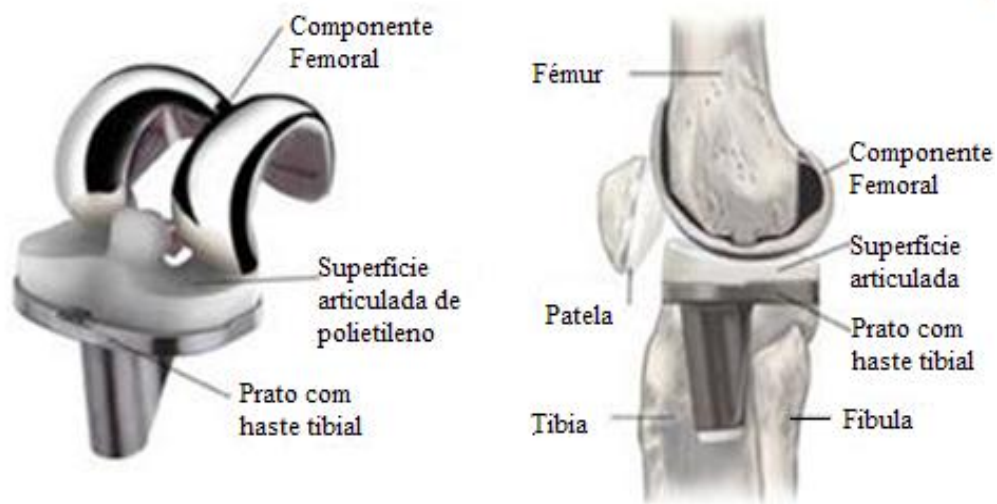


Figura 6 - Prótese de Insall-Burstein [26]

## 2.1. Próteses

Na actualidade existe uma imensa variedade de próteses de joelho. Actualmente, os estudos procuram desenvolver próteses seguindo uma lógica de economia do capital ósseo, o que conduziu à elaboração de desenhos que provocam menos corte ósseo limitando-se, muitas vezes, ao simples raspar das superfícies do compartimento do joelho, assim como, reduzir a evasão para colocação do implante no paciente.

Os tipos de próteses, actualmente utilizadas na artroplastia do joelho, dividem-se em 3 grupos, recolocações parciais unicompartmentais, recolocações de joelho total e recolocação constrangida total do joelho, existindo modelos específicos para cada grupo:

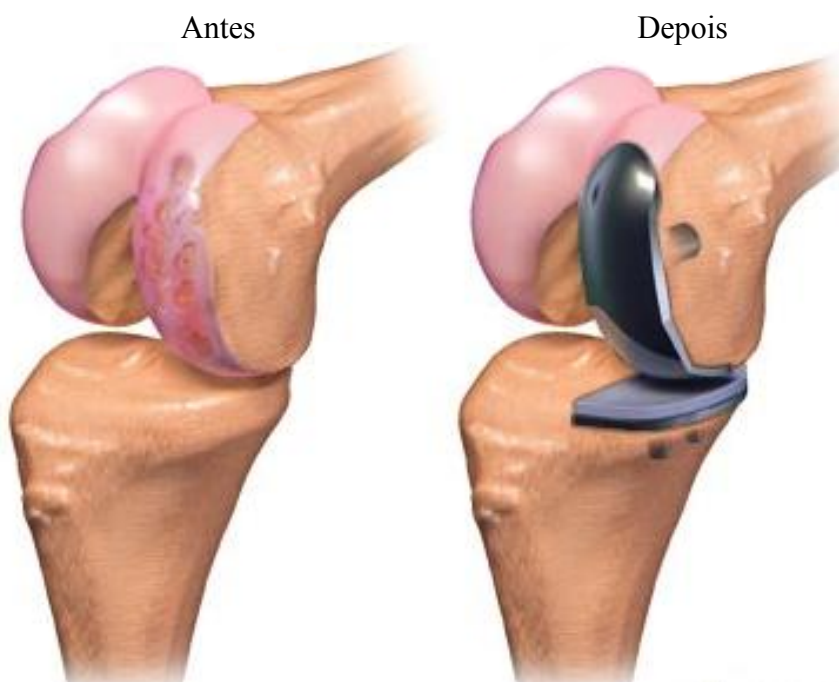
- Próteses parciais unicompartmentais;
- Próteses fémur-patelares;
- Próteses totais de deslizamento;
- Próteses charneira.

Os diferentes tipos de próteses são aplicados em função dos hábitos e das convicções dos cirurgiões, mas sobretudo da importância das lesões que fundamentam a realização da artroplastia. Um princípio fundamental básico é a economia óssea, isto é, possibilidade de implantar a prótese que minimize o corte do volume ósseo, permitindo uma intervenção

mais simples e, sobretudo, admitindo a possibilidade de retoma cirúrgica futura em condições técnicas satisfatórias.

### ***2.1.1. Próteses parciais unicompartimentais***

A artroplastia unicompartimental, também chamada recolocação parcial do joelho, é uma opção para alguns pacientes. O joelho é geralmente dividido em três “compartimentos”: medial (a parte interna do joelho), lateral (a parte externa), e patelofemoral (a junção entre a patela e o fêmur). A maioria dos pacientes com suficiente artrite severa passíveis de recolocação do joelho tem desgaste significativo em dois ou mais compartimentos e são melhor tratados com a recolocação total do joelho. Uma minoria dos pacientes tem o desgaste confinado a um compartimento, geralmente o medial, e podem ser candidatos à recolocação unicompartimental do joelho. As vantagens da artroplastia unicompartimental (fig. 7) comparado com a recolocação total do joelho (ATJ) incluem uma incisão menor, uma reabilitação mais fácil, um menor risco de infecção, e uma revisão mais fácil caso necessário.



**Figura 7 - Representação de uma prótese parcial unicompartimental [27]**



### ***2.1.2. Próteses fémur-patela***

Estas próteses seguem o princípio da prótese unicompartmental, em que a zona danificada é a superfície entre o fémur e a patela. O design da prótese é constituído por dois componentes, um componente femoral metálico (liga crómio-cobalto) e outro componente em polietileno de alta densidade. O componente femoral pode ser aplicado com ou sem cimento, enquanto o componente patelar é fixo à patela após corte parcial desta com cimento como se pode ver na figura 8.



**Figura 8 – Prótese fémur-patelar [24]**

### ***2.1.3. Próteses totais de deslizamento***

As próteses totais de deslizamento substituem as superfícies articulares do fémur, tíbia e rótula.

Estas próteses são compostas por dois componentes separados, um tibial e um femoral, o componente tibial contém um prato tibial usualmente em titânio fixo à tíbia e outro em polietileno amovível que encaixa no prato tibial; o componente femoral encaixa na extremidade do fémur, o material é normalmente crómio-cobalto e possui forma condilar. A patela pode estar em contacto directo com o componente femoral ou por intermédio de um componente patelar.

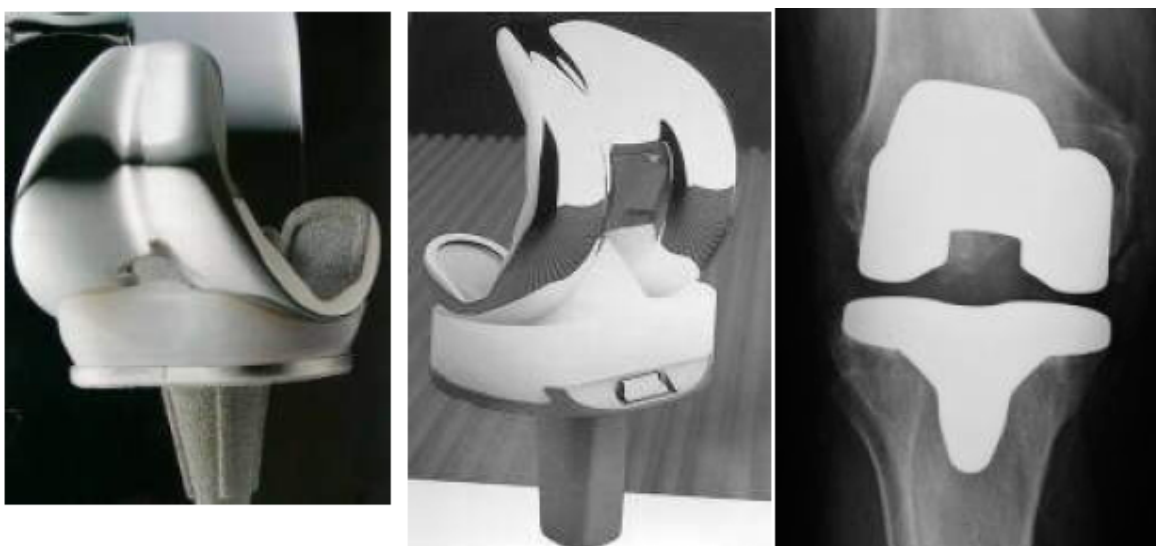
Para aumentar a estabilidade também se pode colocar uma haste no prato tibial, colocada na extremidade proximal da tíbia (fig. 9).

Existe uma grande variedade de dimensões para que se adaptem às condições anatómicas de cada paciente. Estes componentes metálicos podem ser fixos somente por contacto press fit ao osso ou com cimento ósseo. Existem três famílias deste tipo de prótese:

-Prótese para preservação de ambos os ligamentos cruzados (LCP e LCA): A forma de restaurar, o mais aproximadamente possível, a funcionalidade do joelho após artroplastia é mantendo ambos os ligamentos cruzados anteriores, substituindo apenas as superfícies femoral e tibial, mantendo ao máximo as estruturas anatómicas do joelho.

-Próteses com conservação do ligamento cruzado posterior (CR): conservação do LCP promove o deslocamento posterior do fêmur, o que permite um aumento da força exercida pelo músculo quadriceps e, combinada com ângulo do prato tibial na direcção posterior, permite um grau de flexão mais elevado. A técnica cirúrgica é mais fácil do que a técnica de preservação do LCA e do LCP.

-Prótese pósterio-estabilizadas (PS) para substituição do LCP e LCA: foram as primeiras próteses a serem utilizadas, apresentam como principais vantagens, o aumento da capacidade de força do músculo quadriceps, para ângulos de flexão elevados, e o aumento da amplitude de flexão, já que impede a sobreposição dos tecidos moles na zona posterior do joelho.



**Figura 9 - Representação de próteses totais de deslizamento [24]**

#### ***2.1.4. Próteses Charneira***

As próteses de charneira (fig. 10) são essencialmente para joelhos com grandes deformações, grande instabilidade ou revisões difíceis com próteses totais, são geralmente utilizadas em instabilidades varo-valgo dos joelhos.

São próteses super-estabilizadas em que existe uma significativa elevação da parte central do componente de polietileno, que encaixa na caixa existente no componente femoral.

Possuem hastes longas que podem ser fixas, com ou sem cimento ao fêmur e à tíbia para aumentar a capacidade de fixação.

A grande desvantagem deste tipo de prótese é a elevada perda óssea necessária para a sua implantação.



**Figura 10 - Prótese Charneira [28]**

## ***2.2. Fixação das próteses***

A artroplastia ou prótese total do joelho caracteriza-se pela substituição da articulação do joelho. No joelho normal, quatro ligamentos asseguram que os ossos fiquem posicionados e ligados entre si. Esta cirurgia foi idealizada por ortopedistas para restabelecer a função da articulação tibio-femoral. As primeiras próteses idealizadas foram fabricadas com materiais que tinham pouca bio-compatibilidade. Entre eles podemos citar o ouro, acrílico, vidro, baquelite, etc. As próteses actuais são feitas de materiais bio-compatíveis. Os mais usados são: polietileno de alta densidade, cobalto, cromo-titânio, polimetilmetacrilato. Na ortopedia e biomecânica a fixação foca essencialmente todas as interfaces das próteses que serão utilizadas para fixar o implante ao osso, ao cimento ósseo ou tecidos moles de forma a providenciar uma durabilidade do sistema osso-prótese.

Os objectivos da fixação é ancoragem funcional do implante ao osso, uma transferência de carga do implante para o osso e compreender as interacções na interface para assegurar a performance desejada. Existem duas soluções para a fixação: uma delas é a fixação através de cimento ósseo (Poli-Metil-Metacrilato); o outro tipo de fixação é feito sem cimento, com penetração de tecido ósseo na superfície do implante, preparada para tal, obtendo-se desta forma a fixação.

### ***2.2.1. Prótese cimentada***

O polimetilmetacrilato, conhecido também como cimento ósseo, tem sido utilizado como biomaterial desde 1930 (Wiltse, HALL & Stenehjem, 1957). É utilizado principalmente na fixação de próteses, além do preenchimento e reconstrução de segmentos ósseos, o cimento ósseo é instalado como interface entre o implante e a superfície óssea endosteal, preenchendo os nichos vazios e agregando de forma resistente e definitiva essas partes. A sua facilidade de manipulação e rápido endurecimento permitem, além da firme agregação da prótese, um menor tempo de cirurgia, o que beneficia sobremaneira sua eficácia e a segurança do paciente. Outra importante propriedade desse material é sua facilidade de

ocupar homoganeamente os espaços, proporcionando uma boa distribuição de cargas e tensões incidentes à prótese, diminuindo assim suas possibilidades de fadiga e desgaste, o que amplia consideravelmente sua vida útil.

Quando, porém, são impostas forças superiores à capacidade de resistência do cimento, podem ocorrer fracturas, fadiga do material ou falência da fixação. A sobrevivência da prótese, portanto, deve ser considerada, também, como função das propriedades mecânicas do elemento de fixação. A perda asséptica é uma das complicações mais frequentes das próteses cimentadas, e várias questões sobre a resistência do cimento ósseo ou factores a ele relacionados têm sido estudados (Schurman et al., 1989); Mulroy e Harris, 1990). Segundo Lewis e Nyman (2000), a perda é iniciada pela fragmentação do cimento que leva à osteólise. Predispõe à fragmentação a presença de cantos vivos nas próteses, camada de cimento fina ou incompleta e a presença de porosidade no cimento ósseo. Uma outra causa frequente relatada de perda óssea é a necrose óssea, causada, na maioria das vezes, pela agressão que o material, com falta de qualidade química ou biológica, provoca no osso. Desta forma, as propriedades mecânicas do cimento, entre outras, devem ser bem controladas, para se evitar falhas deste material. A falha de uma prótese conduz inevitavelmente a novas cirurgias, denominadas revisões, para substituição do implante, acarretando vários e importantes riscos cirúrgicos para o paciente [29].

### ***2.2.2. Prótese não-cimentada***

As próteses não cimentadas foram desenvolvidas na década de 80 e possuem componentes dotados de orifícios (porosidades) que permitem o crescimento do osso para o interior da mesma, fixando-a biologicamente e definitivamente. Este tipo é indicado para pessoas mais jovens, com boa qualidade óssea. O material utilizado no fabrico destas próteses é o titânio, que devido à sua estrutura trabeculada, permite a penetração do tecido ósseo para o seu interior, criando uma fixação rígida que evita o uso de cimento.

Estas têm sido utilizadas com algum sucesso mas subsistem alguns problemas clínicos.

As próteses não cimentadas têm alguns problemas. Um dos mais importantes é a estabilidade mecânica da prótese, necessária a uma boa fixação e a um intracrescimento ósseo adequado. Além disso os problemas na interface osso/prótese, tais como os

movimentos relativos causam dor no paciente. O estudo da estabilidade mecânica da prótese é pois fundamental para um projecto de próteses que conduza a uma melhor osteointegração e consequente a um menor número de falhas.

### **2.3. *Hastes***

A artroplastia total de joelho (ATJ) tem como objectivos a eliminação da sintomatologia dolorosa, correcção das deformidades e a estabilização do joelho. Para alcançá-los, é necessário obedecer a critérios mecânicos fundamentais de alinhamento no posicionamento dos componentes e de equilíbrio ligamentar, a não observância destes critérios pode alterar a cinemática do joelho, o que, invariavelmente, proporciona mau resultado.

As hastes são frequentemente utilizadas em revisões da artroplastia total do joelho (ATJ), uma vez que providenciam a fixação adicional e asseguram um melhor alinhamento dos componentes tibiais e femorais [8].

Nas complicações decorrentes da ATJ, o descolamento é descrito como o mais frequente. Sistemas para a revisão da ATJ usam vários métodos para alcançar o suporte e estabilidade requerida na revisão. Verifica-se, actualmente, consenso sobre o uso de componentes específicos para a cirurgia de revisão, considerando-se que são essenciais para melhorar os resultados clínicos e as taxas de sucesso.

Aumentos metálicos ou enxertos ósseos são utilizados para o tratamento de defeitos como ostiólise, infecção, stress shielding e defeitos ósseos progressivos. A cirurgia de revisão considera-se de maior risco e a técnica cirurgia difícil. Devido à perda óssea, resultado da artroplastia primária, é mais difícil obter um bom alinhamento dos componentes e uma melhor qualidade de fixação. Foram desenvolvidos muitos dispositivos para conseguir uma boa estabilização, pinos, parafusos, hastes intramedulares e combinações de placas e parafusos.

Um dos sistemas mais utilizados é o das hastes modulares, que permitem dispor de hastes com diversos diâmetros e comprimentos, montáveis sobre componentes tibiais ou femorais. Os componentes tibiais para a artroplastia primária apresentam uma pequena haste central monobloco com cerca de 40mm. Quer nos componentes tíbias como nos femorais, permitem a colocação de hastes com diferentes diâmetros e comprimentos. Este

tipo de prato tibial com haste monobloco permitiu, na artroplastia primária do joelho cimentada e não cimentada, o incremento da estabilidade da fixação. Existe algum consenso relativamente à utilização de hastes quando existe dano substancial das superfícies condilianas da tíbia ou do fémur, podendo ser utilizadas em conjunto com outros componentes que permitem ajudar a reconstruir a superfície condiliana, tais como cunhas metálicas ou enxertos ósseos.

### ***2.3.1. Fixação das hastes***

As duas principais formas de fixação dos componentes tibiais e femorais são conseguidas através da utilização de cimento ou não, que contém vantagens e desvantagens.

Contudo, as taxas de sucesso com as próteses cimentadas são comparativamente superiores às observadas com as próteses não cimentadas. O que é ainda bastante controverso é o tipo de fixação das hastes intra-medulares nos resultados das artroplastias de revisão [6]. Alguns investigadores observaram grande estabilidade e menores micromovimentos quando as hastes são cimentadas [30,31].

Como referenciado na introdução, Mabry et al [16] realizaram um estudo em que sustentam o uso continuado de hastes cimentadas. Jazrawi et al [32], num estudo experimental com uma tíbia cadavérica, descreveram que hastes longas não cimentadas providenciam uma estabilidade equivalente a hastes curtas totalmente cimentadas, sem incremento do efeito de stress shielding na zona proximal

Estas hastes podem ser cimentadas ou do tipo press-fit. Nas hastes cimentadas a fixação ao osso é assegurada por um manto de cimento entre a haste e o osso; nas hastes longas press-fit a fixação é estabelecida através do canal intramedular, estando estas em contacto directo com o osso na zona da diáfise. As hastes cimentadas permitem ao cirurgião uma maior liberdade de posicionamento do componente tibial ou femoral na superfície condiliana o que não acontece nas hastes press-fit em que o posicionamento é imposto pelo canal intramedular. Uma das vantagens também encontradas nas hastes cimentadas é a probabilidade de infecção ser menor, porque no cimento ósseo encontra-se incorporado antibióticos. A maior desvantagem deste tipo de hastes é a dificuldade da sua remoção, podendo destruir o osso, caso seja necessário realizar uma cirurgia de revisão.

No caso de haste press-fit só é conseguido um bom alinhamento com a utilização de acessórios montados entre a haste e o componente femoral ou tibial e que permite centrar a haste com a diáfise do osso, e a centragem dos componentes com as superfícies proximais do fémur ou da tíbia. As hastes longas press-fit que se estendem até à zona da diáfise são de mais fácil remoção sem forte destruição do osso aquando da sua retirada.

Devido às diversas vantagens das hastes press-fit e cimentada, tem surgido a fixação híbrida da ATJ. Este procedimento consiste em restringir a zona cimentada à superfície condiliana e à metáfise do osso em contacto com os componentes tibial ou femoral e o uso de hastes longas press-fit encaixadas na zona da diáfise do osso.

Tanto nos estudos experimentais como nos numéricos, é difícil, obter resultados conclusivos sobre o efeito da utilização das hastes cimentadas e longas press-fit na revisão da ATJ.

## ***2.4. Biomecânica***

O estudo do movimento na biomecânica envolve a descrição precisa do movimento humano e o estudo das causas do movimento humano.

A biomecânica do joelho é importante, pois os movimentos conjugados, normais e anormais, do joelho determinam o esforço aplicado sobre a cartilagem articular, os meniscos e os ligamentos. O joelho move-se com seis graus de liberdade apresentando flexão e extensão, translação (de anterior para posterior, de medial para lateral e axial), rotação, adução e abdução. Os ligamentos funcionam melhor quando adquirem carga na direcção das fibras. A arquitectura óssea e os meniscos actuam em sintonia para colocar esforço ao longo das vias ligamentares. Quando a carga ultrapassa a resistência máxima do ligamento, este pode-se romper [33]. Problemas mecânicos associados às articulações de substituição estão, normalmente, relacionados com o desgaste, a rotura mecânica do implante, o descolamento do implante do osso e a infecção. A informação biomecânica, importante para estas causas, tem sido obtida através de estudos in vitro em cadáver, simulação dos movimentos e das cargas e estudos de locomoção in-vivo. As cargas que actuam no joelho têm sido um dos principais problemas do insucesso da artroplastia total do joelho, cargas medial-lateral e patelo-femoral. As cargas medial-lateral estão



relacionadas com a perda de componente tibial que ocorrem durante o caminhar ou outras actividades. Durante o caminhar, aproximadamente 60 a 70% da carga que atravessa a articulação tíbiofemoral é, normalmente, descarregada no lado medial do componente [34]. Uma assimetria de carga entre o lado medial e lateral resulta em joelhos com alinhamento varo [35]. Para a redução dos problemas ligados à assimetria de cargas no prato tibial, os componentes tibiais foram redesenhados para um prato metálico com um inserto em polietileno, para o contacto com o componente femoral. Adicionou-se, também, uma pequena haste central ao prato metálico e melhoraram-se os instrumentos de alinhamento para os cortes das superfícies, de forma a garantir um bom alinhamento fémur-tíbia e por conseguinte obter uma melhor repartição de cargas.

No caso da carga patela-fémur, a área de contacto entre a patela e o fémur assim com a intensidade da força varia com o ângulo de flexão do joelho. Na marcha a carga aplicada nesta articulação é relativamente baixa porque a flexão do joelho não excede os 40°, enquanto que actividades como subir escadas podem aumentar esta carga substancialmente. A réplica da anatomia patelo-femoral tem um efeito significativo no movimento e na transferência de carga.

## ***2.5. Complicações***

O descolamento da prótese é a principal complicação a longo prazo. A durabilidade da prótese é determinada por três factores. A rotina do cirurgião é o primeiro e o mais importante deles pois se a cirurgia for bem realizada, durará muito mais que uma que é mal realizada. O segundo factor é o esforço a que essa prótese é submetida, dependendo da actividade que o paciente exerce. Exercícios vigorosos como correr ou levantar objectos pesados podem causar grandes esforços e soltar a prótese a longo prazo. Pessoas com excesso de peso podem causar problemas na prótese mesmo em actividades normais. Andar em terreno plano, nadar ou andar de bicicleta não causam grandes esforços ao joelho e podem ser feitos sem preocupação. O terceiro factor que pode causar a perda da prótese de joelho é o estado do osso do paciente. Às vezes a osteoporose, deformidades, ou cirurgias prévias podem comprometer a qualidade da fixação da prótese ao osso.

Também podem ocorrer problemas de cicatrização na artroplastia do joelho. A pele que cobre o joelho por vezes não cicatriza e algumas partes da pele podem morrer. Esta é uma complicação relativamente séria, mas ocorre numa percentagem muito baixa dos casos, e todas as precauções são tomadas para evitar que isso aconteça.

Em operações complicadas, pode haver alteração dos nervos da perna. Quando isso ocorre (menos de 1 por cento dos casos), geralmente o nervo comprometido é, aquele que movimenta a ponta do pé para cima. Na maioria dos casos existe recuperação espontânea após alguns meses.

Aproximadamente em 1 por cento dos casos pode haver complicações com a patela, que não fica com os movimentos normais. Podem ocorrer estalidos no local e às vezes é necessária uma nova cirurgia para corrigir o problema.

Uma possibilidade remota de complicação é a lesão dos vasos sanguíneos que passam pelo joelho. Geralmente é possível a reparação da lesão, a probabilidade de acontecer é de uma em várias centenas de casos.

Sendo a complicação clínica mais frequente a formação de coágulos nas veias da perna, se eles permanecerem no mesmo lugar não ocorrem problemas. Ocasionalmente eles podem mover-se pela circulação até os pulmões e causar preocupações maiores [36].

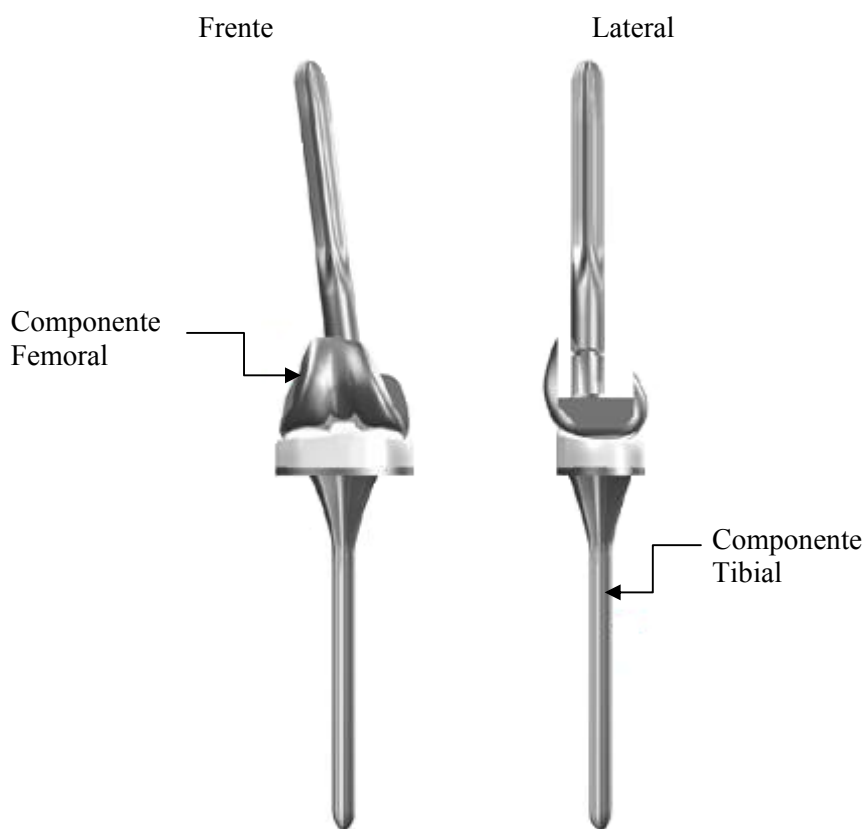
## **2.6. Revisão**

A revisão da artroplastia é, normalmente, uma consequência das complicações referidas anteriormente. Consiste, na substituição dos componentes danificados ou, na maioria das vezes, na sua substituição total. Devido a infecções e efeitos de stress-shielding resultantes da cirurgia primária, ocorre perda óssea. Na revisão para tratar esta perda óssea da cirurgia primária é necessário cortar osso. Devido a esta perda óssea tem de se utilizar novos substitutos do osso dependendo da quantidade de osso perdido, caso seja uma pequena quantidade utiliza-se cimento ósseo, em casos de grande quantidade de osso utilizam-se enxertos ósseos ou componentes metálicos. Na revisão utiliza-se componentes desenvolvidos especificamente para garantir a estabilidade da articulação ao contrário do que acontece na cirurgia primária em que se utiliza componentes que não garantem a estabilidade.

Uma cirurgia de revisão bem sucedida começa com um planeamento pré-operatório muito cuidadoso, é essencial prever a localização da perda de osso.

Os problemas de perda de osso podem ser resolvidos de diversas formas, incluindo o preenchimento do defeito com cimento, com cimento e parafusos, com aumentos, com componentes específicos ou com enxertos ósseos e utilização de hastes intramedulares tibiais ou femorais.

Um dos processos para aumentar a estabilidade tibial e femoral é a utilização de hastes fixas a estes componentes (fig. 11). As hastes são frequentemente utilizadas em revisões da artroplastia total do joelho (ATJ), uma vez que providenciam a fixação adicional e asseguram um melhor alinhamento dos componentes tibiais e femorais.



**Figura 11 – Próteses utilizadas na revisão [37].**

As hastes longas press-fit são inseridas na zona da diáfise, estando em contacto directo com o osso. As hastes curtas são inseridas na zona da metáfise e são completamente cimentadas ao osso (entre a haste e o osso existe uma camada de cimento), esta haste

evidencia o efeito de stress-shielding o que também acontece na press-fit [12]. A haste press-fit oferece uma resistência à torção e flexão contribuindo assim para a estabilidade adicional. A grande desvantagem da haste cimentada reside no facto de, no caso de ser necessário uma re-revisão, originar uma grande perda óssea durante o processo de sua extracção do osso. No caso das hastes press-fit, uma das desvantagens da sua utilização é a sua menor estabilidade inicial, principalmente em relação a esforços de torção, e o facto de ter uma reduzida capacidade de transferência de carga dos componentes tibial ou femoral para o osso na zona da haste.

## **Capítulo III**

*Neste capítulo são apresentados e tratados os dados experimentais*

### **3. Modelo experimental**

#### **3.1. Introdução**

De modo a avaliar até que ponto o uso de hastes no fêmur aquando da existência de defeitos ósseos significativos podem influenciar o comportamento biomecânico da tíbia, criaram-se três modelos experimentais onde foi avaliada as deformações na tíbia provocadas pelos diferentes modelos do fêmur. Nos três modelos os únicos elementos que variaram foi o tipo de hastes no fêmur e a sua presença, avaliando-se as deformações provocadas na tíbia, procurou-se também que estes modelos permitissem uma medição dos resultados experimentais de uma forma fácil e fiável.

Os modelos foram concebidos de forma a permitir uma boa reprodutibilidade nos posicionamentos dos diversos componentes que os constituem nos três ensaios realizados. As deformações proporcionadas para os modelos com diferentes tipos de hastes foram avaliadas para um tipo de carregamento e nível de carga.

Os resultados foram utilizados para a validação dos modelos numéricos que replicaram os modelos experimentais. Os modelos numéricos permitiram uma avaliação de outros parâmetros biomecânicos que os modelos experimentais não permitiam, como as tensões e as deformações nas interfaces entre os diferentes componentes.

##### **3.1.1. Métodos e Materiais**

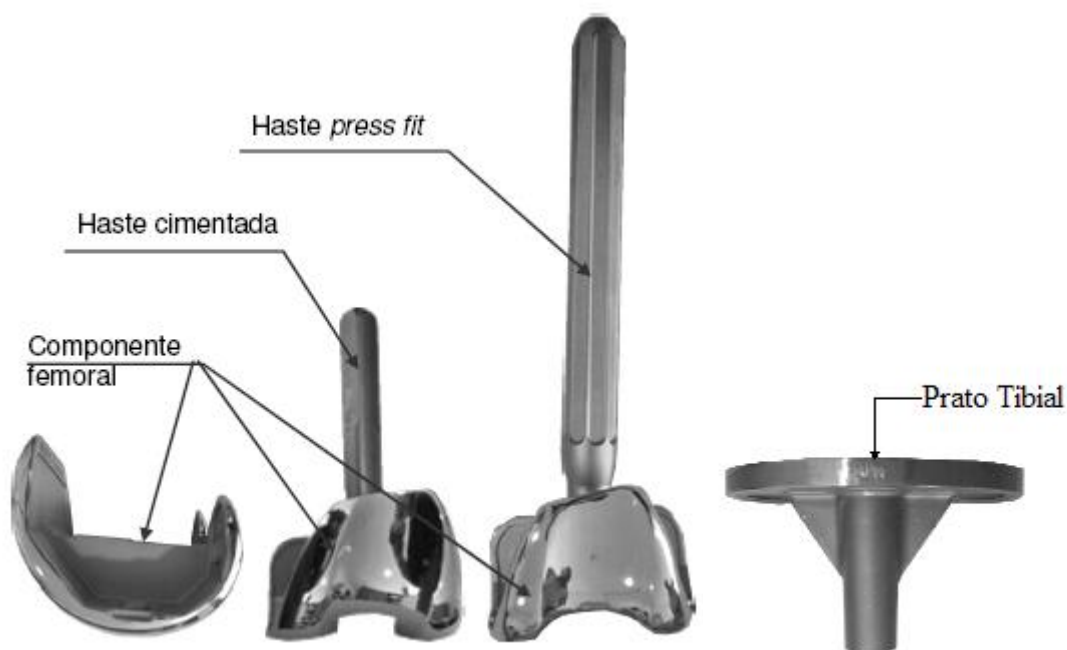
Neste trabalho foram utilizados três fêmures e uma tíbia. Os fêmures sintéticos foram do modelo 3302 esquerdos e a tíbia 3401 esquerda comercializados pela Pacific Research Labs (Vashon Island, WA, USA) e fabricados em fibra de vidro curta, reforçados com resina de epóxico e espuma de poliuretano. Estudos realizados previamente demonstram

que estes modelos têm um comportamento semelhante ao osso humano na flexão e compressão [38,39].

No caso dos três fêmures utilizaram-se três implantes do modelo P.F.C Sigma Modular Knee System (Depuy International, Inc Johnson&Johnson – Warsaw / Indiana) caso da tibia utilizou-se um só implante (fig.12).

Nas hastes cimentadas a fixação ao osso é assegurada por um manto de cimento entre a haste e o osso; nas hastes longas press-fit a fixação é estabelecida através do canal intramedular, estando estas em contacto directo com o osso na zona da diáfise.

Os implantes com haste foram previamente colocados no componente femoral para posterior introdução no osso. Os tipos de hastes femorais utilizadas foram: haste press-fit e haste cimentada, em que a haste press-fit tinha um diâmetro de 18mm e um comprimento de 175 mm; a haste cimentada possuía um diâmetro de 15mm e um comprimento de 90mm (tabela 1).



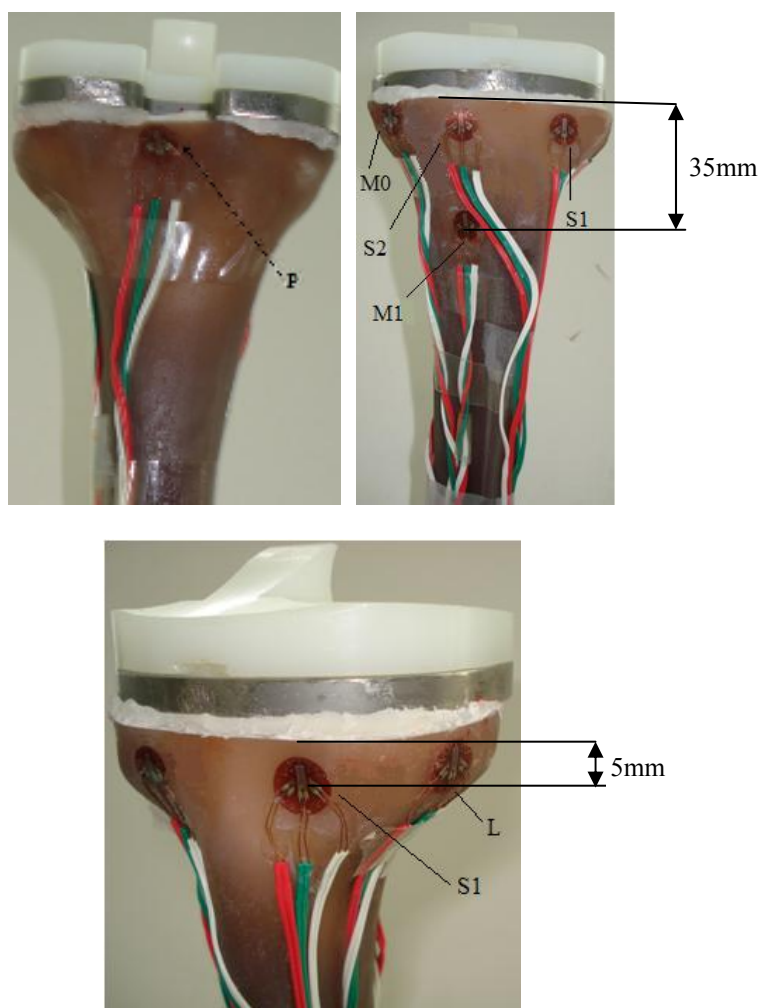
**Figura 12 - Imagens dos componentes do modelo P.F.C. Sigma Modular Knee System utilizados [24]**

Aplicaram-se seis extensómetros na tibia (fig. 13). Para a correcta aplicação dos extensómetros utilizou-se uma lixa P400 na zona de aplicação dos extensómetros, seguida de uma limpeza com álcool da mesma zona e por fim uma aplicação de uma gota de cola

para colar os extensómetros com uma certa pressão até à secagem completa. Procurou-se alinhar o extensómetro intermédio da roseta  $\epsilon_b$ , com o eixo vertical da tíbia.

Na tíbia do lado medial foram aplicados extensómetros a 2 níveis, um sensivelmente a 5mm (M0) do componente tibial e o outro a 35mm (M1) do componente tibial. Os outros quatro extensómetros foram colocados todos ao nível do extensómetro M0 como se pode ver nas imagens (figura 13).

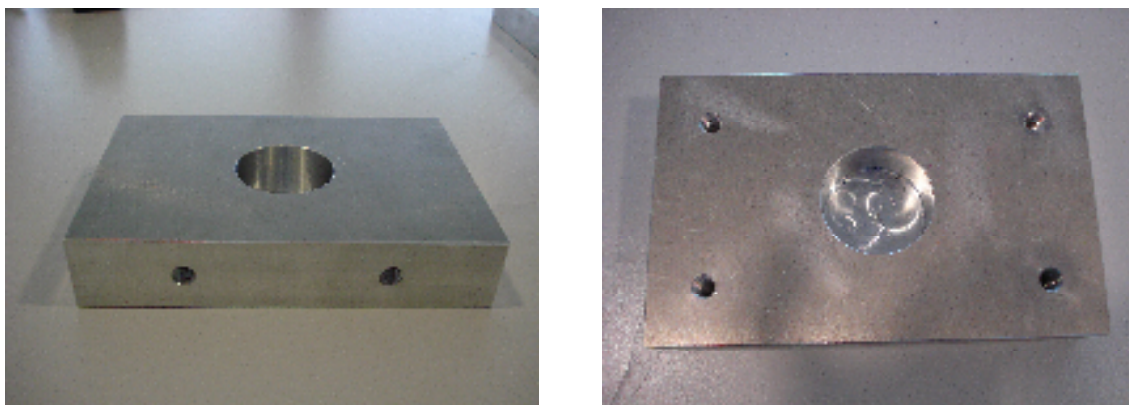
As posições nos extensómetros na tíbia foram seleccionadas de forma a ficarem o mais próximo do prato tibial. Esta zona proximal da tíbia é aquela onde os defeitos no osso tibial estão mais presentes aquando da revisão, assim julgou-se que estas zonas seriam mais importantes em termos da influência nos diferentes modelos do fémur na tíbia.



**Figura 13 - Localização dos extensómetros na tíbia.**

Todas as rosetas foram ligadas a um sistema de aquisição de dados PXI – 1050 da National Instruments, executado em NI LabVIEW SignalExpress. A aquisição de dados e o controlo do manipulador pneumático é efectuado com recurso a uma carta Dspace DS1102. A interacção com o programa carregado na carta DS1102 é efectuada através da aplicação ControlDesk da dSPACE. O programa do PC que permite o controlo dos ensaios (cargas aplicadas, força, frequência, posição e velocidade de carregamento) é um programa que foi desenvolvido no Departamento de Engenharia Mecânica.

O dispositivo utilizado para a realização dos ensaios não possuía altura suficiente para a colocação da tíbia e fémur inteiros, tendo que se cortar a tíbia e o fémur e fabricar modelos de suporte, como se pode ver na figura 14. Os modelos de suporte tinham uma cavidade no centro, de diâmetro 40mm no caso do suporte do fémur e 30mm no caso do suporte da tíbia, estas cavidades possuíam uma profundidade de 25mm.



**Figura 14 - Suportes de fixação da tíbia e fémur**

Cortou-se o fémur com um comprimento de 280mm e a tíbia com um comprimento de 210mm. Optou-se por um maior comprimento no fémur porque era este modelo que iria conter as hastes. Uma vez que a haste de maior comprimento tem 175mm, o fémur ficou com 105mm de comprimento livre, tendo em conta que 25mm foram para o encastramento no suporte. No caso da tíbia, como esta não iria ter hastes, cortou-se com um comprimento menor (fig. 15). Criou-se uma cavidade num dos fémures para a colocação de uma haste press-fit, esta cavidade foi realizada com um ângulo de 7°. No modelo de fémur com haste cimentada, também se abriu uma cavidade mas de maior diâmetro, fixou-se a haste ao componente femoral e cobriu-se com manto de cimento ósseo para a sua fixação ao osso. O caso de carga analisado foi bastante simples, apenas com a aplicação da carga vertical na zona proximal do fémur.



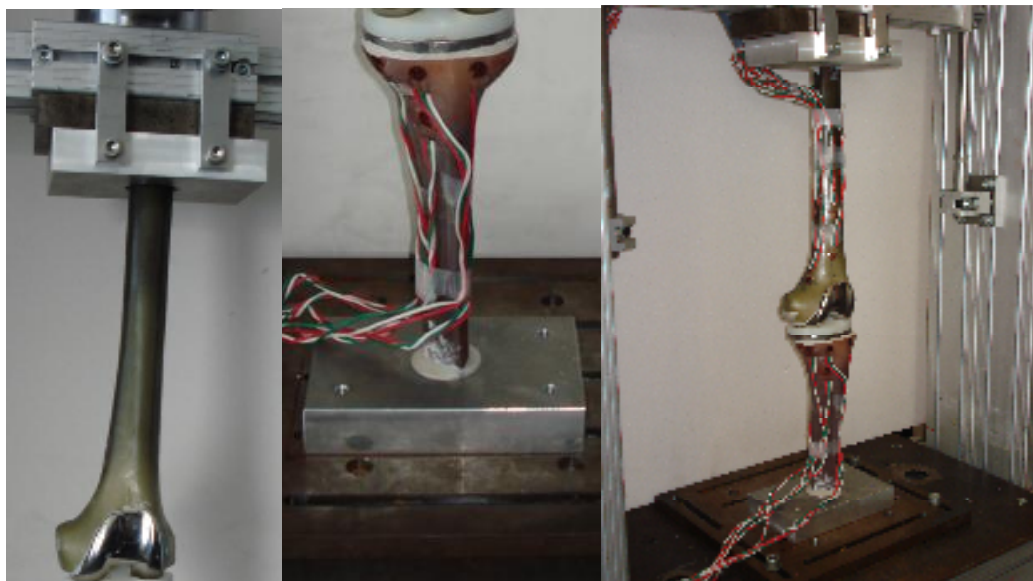
O eixo anatómico do fêmur fez um ângulo de  $7^\circ$  com as cargas aplicadas ao suporte de fixação proximal do fêmur, isto é, com o seu eixo mecânico.

Como se pode ver na figura 15 cortou-se o fêmur e a tíbia para a devida colocação do componente femoral e prato tibial. Depois da devida geometria obtida cimentou-se o prato tibial à tíbia e o componente femoral ao fêmur com cimento ósseo.



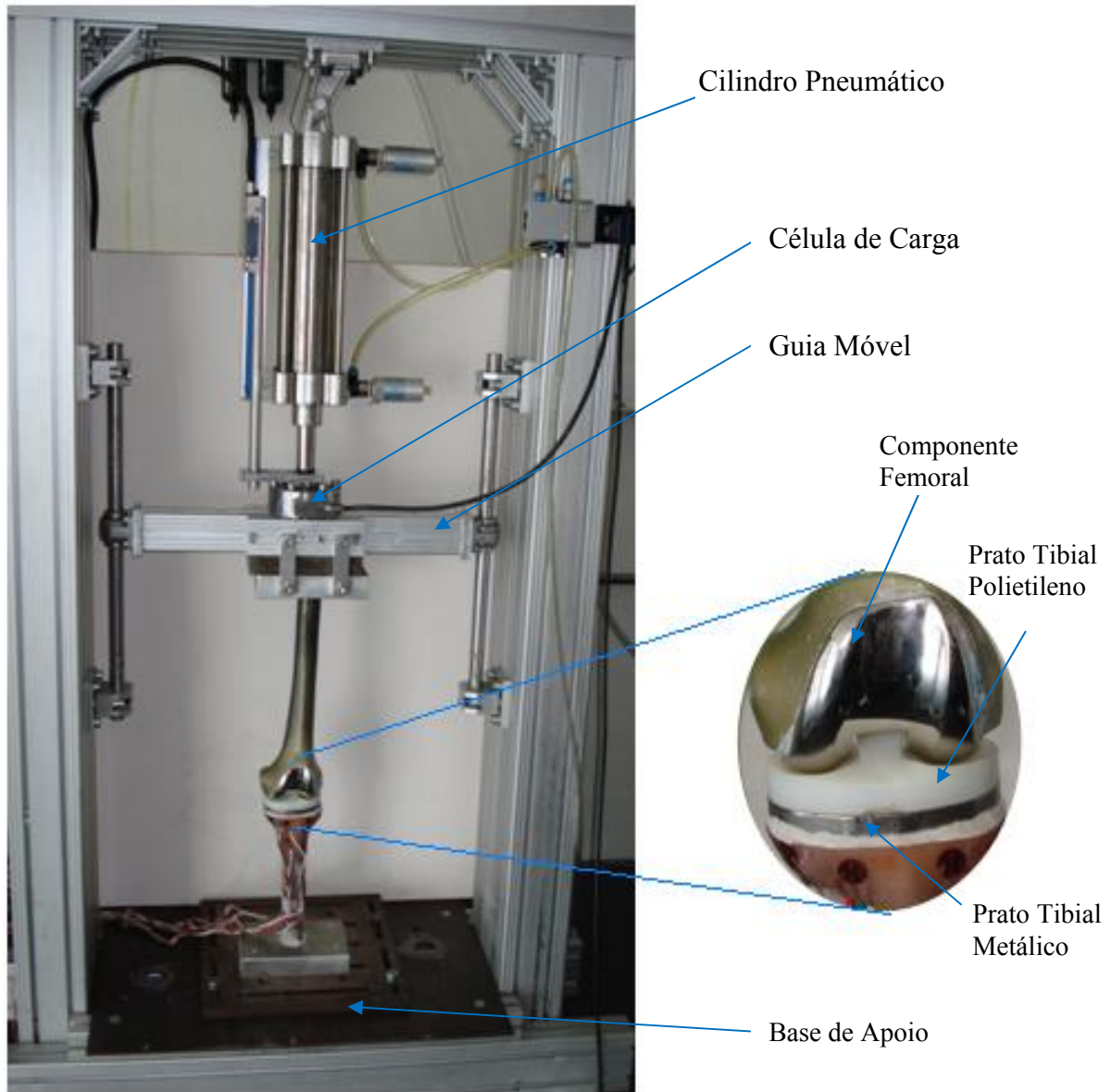
**Figura 15- Fêmur e tíbia seccionados.**

Para fixar o fêmur e a tíbia a estes suportes utilizou-se cimento ósseo que preencheu o espaço vazio impedindo assim qualquer movimento da tíbia e do fêmur nos suportes (fig. 16).



**Figura 16- Fêmur e tíbia fixos nos suportes.**

A carga foi transmitida aos modelos através dos suportes, com deslocamento vertical, que se encontram fixos à guia móvel, onde se encontra instalada uma célula de carga (AEP TC4 1T Modena Itália) que, por sua vez, está interdependente à haste do cilindro pneumático que fornece a força ao sistema, como apresentado na figura 17.



**Figura 17 – Máquina de ensaios.**

**Tabela 1: Características das próteses aplicadas na tíbia e no fémur**

	Designação do modelo	Componente de base	Haste	Cimento
Fémur	Implante de base	Componente femoral, Co-Cr-Mo	-	CMW1
	Haste press-fit	Componente femoral, Co-Cr-Mo	Ø18mm × 175mm 7°	CMW1
	Haste cimentada	Componente femoral, Co-Cr-Mo	Ø15mm × 90mm 7°	CMW1

Durante a preparação da tíbia e do fémur teve-se todo o cuidado para não danificar os extensómetros colados nos modelos. Depois dos modelos devidamente colocados na máquina de ensaios, foi verificado para todos os extensómetros a continuidade eléctrica e resistência interna (120  $\Omega$ ).

Uma vez que o eixo anatómico do fémur faz uma inclinação com a tíbia de 7°, a colocação do conjunto tíbia-fémur na máquina de ensaios teve de ser feita de forma à tíbia ficar alinhada com o eixo de aplicação de carga no fémur.

Foram realizados cinco carregamentos independentes para cada um dos três modelos. Os cinco carregamentos consistiu em aplicar uma força de 2100N, retirar a força e em seguida retirar o modelo da máquina de ensaios, voltando-o a colocar para o seguinte carregamento. A força de 2100N está dentro do campo fisiológico de esforço sobre o joelho, que pode variar entre três e oito vezes o peso do corpo segundo Morrisson [34] e Harrington [40], em função da actividade desenvolvida.

Para cada força aplicada, o carregamento foi realizado de acordo com a sequência apresentada na tabela 2.

**Tabela 2 – Sequência de carregamento e descarregamento dos modelos nos ensaios experimentais.**

Período	Descrição
I	Condicionamento à carga de ensaio
II	Descarregamento e relaxamento
III	Realização do zero aos extensómetros
IV	Carregamento até carga de 2100N
V	Estabilização da carga sobre o modelo
VI	Registo dos valores das extensões
VII	Descarregamento e relaxamento
VIII	Registo dos valores da extensão residuais
IX	Intervalo entre carregamentos

O tempo do período V (estabilização da carga sobre o modelo) está relacionado com o comportamento viscoelástico dos modelos compósitos e é aconselhado por Cristofolini et al [38].

O registo das extensões, após descarregamento, serviu para garantir a inexistência de deformação permanente no modelo.

Para cada ensaio efectuado, das 3 extensões a 45° ( $\varepsilon_a, \varepsilon_b$  e  $\varepsilon_c$ ) de cada extensómetro de roseta, foram calculados os valores das extensões principais de acordo com as seguintes expressões:

$$\varepsilon_1 = 0.5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) + 0.5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2} \quad (1)$$

$$\varepsilon_2 = 0.5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) - 0.5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2} \quad (2)$$

### ***3.2. Resultados e Discussão***

O objectivo do trabalho foi responder a uma questão, colocada pelos cirurgiões ortopedistas e que visa avaliar até que ponto a utilização de hastes femorais influencia o comportamento biomecânico da tíbia. A análise aqui desenvolvida pretendeu avaliar as

alterações dos estados de deformação no osso cortical da tíbia relativos aos modelos com haste femoral e sem haste. Estudou-se as deformações principais na tíbia para os três modelos diferentes do fêmur (haste cimentada, haste press-fit e implante de base) como se pode ver na tabela 3. A figura 18 mostra as deformações principais máximas obtidas na cortical da tíbia e a figura 19 apresenta as deformações principais mínimas. Analisando as deformações principais máximas (fig. 18) verifica-se que a maior deformação ocorre no extensómetro P nos três modelos, isto devido a existir uma reentrância nesta zona dando origem a um aumento de deformações.

A menor extensão ocorreu no extensómetro M0, para o modelo haste press-fit ( $135\mu\epsilon$ ) e o modelo implante de base ( $77\mu\epsilon$ ) com um desvio de 75% entre ambas. No extensómetro S2 também ocorre um desvio significativo entre o modelo press-fit e o modelo de base, com um desvio de 43%. O menor desvio nas deformações máximas experimentais ocorre em o S1 com 5% de desvio entre o modelo press-fit e o modelo de base.

**Tabela 3 – Resultados experimentais para os diferentes tipos de hastes.**

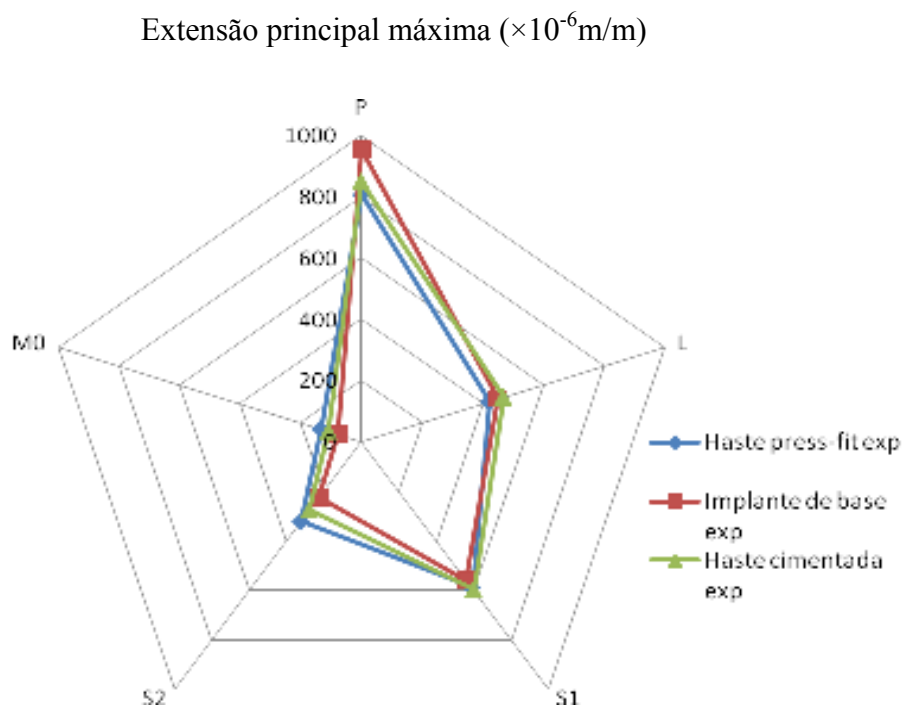
	Modelos								
Extensômetro	Haste Cimentada			Haste Press-Fit			Implante de base		
	Média (×10 <sup>-6</sup> )	Desvio padrão (μm)	D.P. %	Média (×10 <sup>-6</sup> )	Desvio padrão (μm)	D.P. %	Média (×10 <sup>-6</sup> )	Desvio padrão (μm)	D.P. %
L	E1 460	2	0,4	421	2	0,5	451	2	0,4
	E2 -50	1	-1,1	-29	1	-3,4	-57	1	-1,9
P	E1 861	0	0	806	2	0,3	953	4	0,4
	E2 -106	2	-2,1	-71	1	-1,4	-271	2	-0,8
S1	E1 579	2	0,4	589	3	0,5	562	3	0,6
	E2 -138	2	-1,4	-162	1	-0,5	-140	2	-1,5
S2	E1 263	1	0,3	323	1	0,3	226	4	1,7
	E2 -68	1	-1,1	-45	1	-2,9	-66	3	-5,2
M0	E1 105	1	1,4	135	2	1,6	77	2	2,2
	E2 -4	1	-23,8	-4	1	-24,6	-11	17	-157

O desvio padrão das deformações para a carga de 2100N apresenta um máximo registado de  $17\mu\text{m}$  no extensómetro M0 no modelo sem haste. Devemos ter em conta que este valor contém já os desvios relativos aos próprios modelos experimentais e procedimento

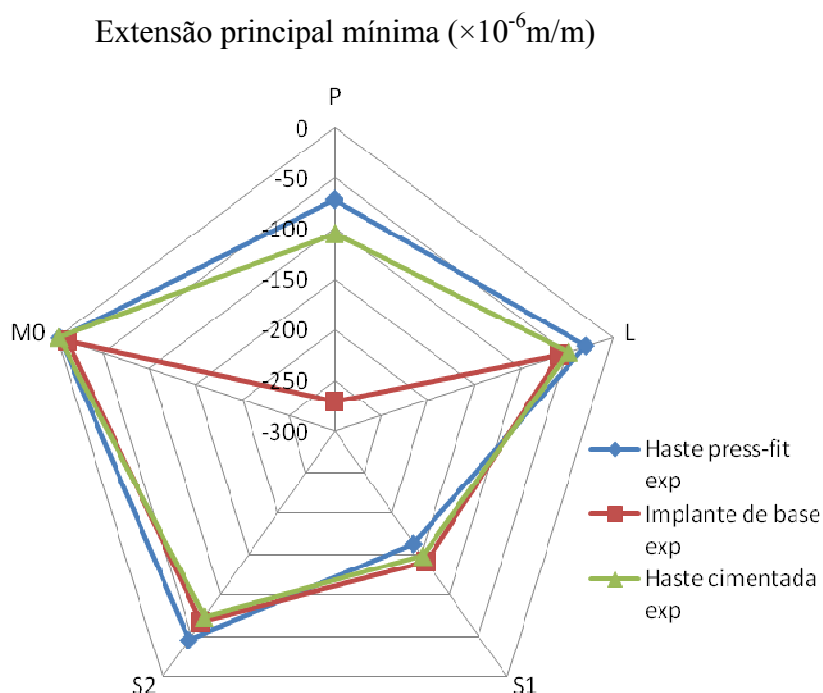
experimental ( $<5\%$ ). Os resultados obtidos evidenciam desvios padrão em média inferiores a  $2.3\mu\text{m}$ . Em termos de desvio padrão relativo (D.P.%), expressos em percentagem, obteve-se para a maioria dos casos valores inferiores a  $2\%$  (tabela 3). A exceção ocorreu no extensómetro M0 no modelo sem haste, onde o desvio padrão relativo foi superior a  $-157\%$ . O desvio que ocorreu em M0 deve-se ao facto de o mesmo ser aproximadamente da mesma ordem de grandeza da deformação medida.

Os desvios padrão relativos obtidos, com a exceção do M0, indicam uma boa capacidade de reprodutibilidade nos três modelos, já que os desvios inerentes a estes são de ordens de grandeza inferiores aos valores de extensões obtidos (tabela 3).

De acordo com a figura 19 as extensões principais mínimas nos modelos experimentais apresentam desvios mais significativos comparando com as extensões principais máximas. Verifica-se que a menor extensão ocorreu no extensómetro M0 para o modelo de haste press-fit. No extensómetro P ocorreu um desvio significativo entre o modelo haste press-fit e o modelo implante de base apresentando um desvio  $74\%$  entre estes. O menor desvio nas extensões principais mínimas experimentais ocorre em o S1 com  $5\%$  de desvio entre o modelo haste cimentada com o modelo implante de base.



**Figura 18 – Extensões principais máximas dos três modelos.**



**Figura 19 – Extensões principais mínimas dos três modelos.**

Em resumo, a utilização da haste press-fit permite reduzir, em cerca de 74%, o valor da extensão principal mínima na zona do extensómetro P na tíbia, enquanto que uma haste cimentada provoca uma redução de 61%. A utilização das hastes no fémur altera o comportamento biomecânico na tíbia. No entanto, o uso da haste origina uma redução das extensões em relação ao modelo implante de base, sendo a mais acentuada com hastes press-fit, podendo assim potenciar o efeito stress shielding na tíbia.

De acordo com a análise dos gráficos nota-se que a zona com maior sensibilidade ao uso de hastes no fémur foi a zona posterior da tíbia, podendo este facto ser o resultado de uma distribuição de carga no prato tibial diferente entre os três modelos. A utilização das hastes aumenta a rigidez da zona distal do fémur relativamente ao fémur sem haste. Aparentemente este aumento de rigidez no fémur contribui para uma alteração da repartição da carga no prato tibial que se reflecte especialmente na zona posterior (P).

Na zona do extensómetro P, a haste press-fit e cimentada, induzem níveis de extensão inferiores ao do modelo implante de base, potencializando o fenómeno de stress shielding, que se pode traduzir na redução das extensões no osso necessárias para que o processo de remodelação óssea se desenvolva fisiologicamente, expondo-o ao fenómeno de reabsorção

óssea. Buehler [10], Loon [11] e Willems [12] demonstraram que as hastes cimentadas femorais potenciam mais perda óssea no próprio fémur. No estudo aqui apresentado os resultados demonstram que a haste press-fit femoral potencia o fenómeno de stress shielding na tíbia na zona posterior.

Não é do nosso conhecimento a publicação de algum estudo clínico que tenha aferido a maior ou menor taxa de perda óssea dos implantes tibiais associados ao uso de hastes femorais. Assim, torna-se, de certa forma, complexo verificar até que ponto os resultados aqui obtidos se correlacionam, ou não, com resultados clínicos.

Apesar de se verificar que o uso de hastes no fémur altera o estado de deformação na tíbia, não é possível concluir até que ponto esta alteração pode conduzir a uma potencialização da perda do componente tibial.



## **Capítulo IV**

### **4.1 Introdução**

O método dos elementos finitos (MEF) é uma das ferramentas mais importantes na análise estrutural.

É um método matemático de análise e resolução, quase sempre aproximada, de problemas científicos e de engenharia. O MEF é utilizado, na generalidade das vezes, em problemas para os quais não se conhece uma solução exacta que possa ser expressa de forma matemática. Como tal, o método dos elementos finitos é um método numérico e não um método analítico. Uma das primeiras aplicações do método dos elementos finitos foi a determinação do estado da tensão e deformação em componentes de engenharia submetidos a carregamentos determinados.

O método permite determinar o estado de tensão e/ou deformação dos tecidos, relacionando-o com processos biológicos de crescimento ósseo, remodelação e tratamento de fracturas e possibilitando, ainda, testar e otimizar o desempenho, a curto e longo prazo, de dispositivos ortopédicos, tais como próteses para articulações, fixadores internos e externos de fracturas, etc.

O objectivo principal da utilização do MEF neste trabalho foi comparar o método experimental com o numérico e avaliar as deformações em locais em que o método experimental não o permite como o caso da interface do osso com os componentes. Tem de se ter em atenção que os resultados obtidos pelo método dos elementos finitos estão dependentes do tipo de elemento escolhido e o refinamento de malha.

A malha utilizada influencia profundamente a precisão de resultados, ou seja, com a utilização de uma malha grosseira pode-se obter erros grosseiros e com uma malha com o refinamento adequado os resultados convergem para uma solução exacta.

Cavalcante-Neto em 1998 destaca outro aspecto importante do MEF, que é a definição do grau de refinamento da malha, “pois pelo facto das funções de aproximação dos campos dentro dos elementos serem relativamente simples é necessário aumentar o grau de refinamento em regiões de gradientes elevados do campo de solução. O problema é que o

campo da solução é geralmente desconhecido. Práticas normais para resolver este problema, envolvem aumentar o número de pontos de discretização no domínio computacional e resolver o sistema de equações resultantes para examinar a mudança relativa na solução numérica. Em geral, este procedimento consome tempo, depende da experiência do analista e pode guiar a interpretações erradas se a solução não tiver numa faixa assintótica de convergência”.

Conhecem-se diferentes métodos de criação automática para a geração de malhas tetraédricas, hexaédricas e voxel. No caso presente geraram-se os elementos finitos tetraédricos, baseados na geometria tridimensional do fémur e da tíbia. Cada malha de elementos finitos tridimensionais foi criada a partir da geração, nas diversas superfícies do modelo de malha de superfície, de elementos triangulares de 3 nós. À medida que as diversas malhas se foram desenvolvendo, foi decrescendo o tamanho médio dos elementos de superfície.

Esta parte do estudo procurou determinar se a utilização de hastes no fémur pode influenciar o estado de tensão/deformação no osso esponjoso debaixo do manto do cimento.

## ***4.2 Métodos e Materiais***

Com esse propósito criaram-se 3 modelos distintos. Em todos estes modelos utilizou-se, na tíbia, o componente tibial sem qualquer haste, variando apenas o tipo de haste utilizada no fémur. No fémur utilizaram-se três modos de fixação do componente femoral: um sem haste; outro com haste cimentada; e por último a, utilização do componente femoral com uma haste press-fit longa. Teve-se em conta considerações anatómicas e cirúrgicas nos diversos modelos analisados. As hastes foram modeladas e colocadas com um ângulo de 7° relativamente à base da sua fixação ao componente femoral. Considerou-se o componente femoral cimentado às superfícies condilianas cortadas, tendo sido necessário criar uma cavidade intercondiliana no fémur para a sua colocação (zona não cimentada). No modelo de haste cimentada considerou-se o manto de cimento em torno da haste em contacto com o osso esponjoso radial e axialmente.

Neste trabalho o estudo com elementos finitos foi feito com a utilização do software de MEF Catia V5R18.

Os elementos considerados eram de 3 nós formados pela malha de superfície que foram depois convertidos em elementos tetraédricos de 10 nós com a aplicação de malha sólida. O tipo de carga aplicada no fêmur foi de 2100N, carga esta que representa um ciclo de locomoção normal de uma pessoa de aproximadamente 70 kg.

O osso cortical femoral foi modelado como um material homogêneo, isotrópico, linear elástico, com um módulo de elasticidade de 16 700 MPa e com um coeficiente de Poisson de 0.3. O osso esponjoso foi, também, assumido como homogêneo, isotrópico e linear elástico e com um módulo de elasticidade de 104 MPa e coeficiente de Poisson de 0.3. Estas propriedades de rigidez material são as indicadas pelo fabricante dos modelos da tíbia e do fêmur em material compósito utilizados como modelos experimentais [42].

O encastramento da tíbia foi realizado na zona distal seccionada. Ao fêmur foi aplicada uma força distribuída de 2100N na zona proximal onde foi seccionado. Para que com a aplicação da carga o fêmur não se movesse livremente aplicou-se um constrangimento de movimento em x e y no local onde se aplicou a carga, ou seja, só se poderia mover em z.

Em todos os elementos que estão em contacto foi necessário colocar um constrangimento. Como o componente femoral só está em contacto com o prato tibial, colocou-se um constrangimento de contacto, em todos os outros colocou-se uma ligação colada. A haste press-fit encontra-se em contacto radial com o osso esponjoso, à excepção da zona da extremidade da haste, onde o contacto se deu com o osso cortical. A haste cimentada foi simulada colada com o manto de cimento, que por sua vez, se considerou aao osso esponjoso.

As propriedades mecânicas dos materiais usados nos modelos numéricos encontram-se descritas na tabela 4.

**Tabela 4: Propriedades mecânicas dos materiais dos modelos numéricos.**

Componente	Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso Esponjoso	Espuma de poliuretano	0,104	0,3
Osso Cortical	Fibra de Vidro - Resina epóxido	16,7	0,3
Prato Tibial	Titânio	110	0,3
Hastes	Titânio	110	0,3
Prato Tibial Polietileno	Polietileno	0,5	0,3
Extremidade da haste do prato tibial	Polietileno	0,5	0,3
Componente Femoral	Co-Cr	210	0,3
Cimento	Poli-metacrilato-metileno	2,28	0,3

#### ***4.2.1 Convergência de malha***

Geraram-se malhas de elementos finitos tetraédricos baseados na geometria tridimensional dos diversos modelos do fêmur e da tíbia.

Começou-se por assumir uma convergência de malha para o fêmur e tíbia. Realizou-se vários ensaios numéricos com dimensões de malha de 3, 3.5, 4, 4.5 e 5 no caso da tíbia e no caso do fêmur realizaram-se ensaios com dimensões de malha de 3, 4, 5, 6, 7 (tabela 5, fig. 20).

No caso da tíbia chegou-se à convergência para tamanhos de elemento de 4mm e no caso do fêmur alcançou-se uma convergência do deslocamento máximo para tamanhos de elemento de 5mm. A tabela 5 contém o número de elementos e nós de cada modelo.

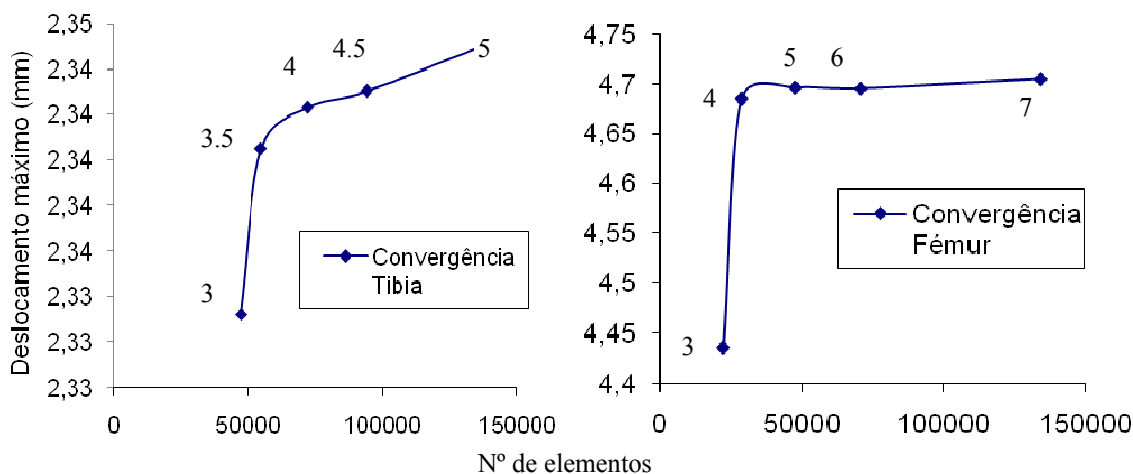
Geraram-se malhas de elementos finitos tetraédricos baseados na geometria tridimensional dos diversos modelos da tíbia e do fêmur, com e sem hastes. Cada malha de elementos finitos tridimensionais foi criada a partir da geração, nas diversas superfícies do modelo de malha de superfície, de elementos triangulares de 3 nós com a dimensão média de 4mm, para a tíbia e 5mm para o fêmur, em resultado das conclusões do estudo de convergência.

De seguida, procedeu-se à criação da malha sólida com elementos tetraédricos, após cada geração de malha tridimensional verificaram-se os diversos aspectos relacionados com a geometria dos elementos, tais como, comprimento do elemento, número de nós e elementos por cada modelo numérico. O número de nós e elementos por cada modelo numérico criado encontram-se na tabela 5. A fim de reproduzir as condições exactas do modelo experimental no modelo numérico, providenciou-se o alinhamento geométrico destes modelos relativamente à base de fixação do modelo experimental. Após este procedimento, assinalou-se a correcta posição dos extensómetros sobre a superfície dos modelos numéricos.

**Tabela 5 – Características dos modelos numéricos analisados para a convergência de malha.**

Tíbia	Malha	Elementos	Deslocamento	Fémur	Malha	Elementos	Deslocamento
	5	47220	2,33324		7	22072	4,43589
	4.5	54667	2,3405		6	28661	4,6853
	4	71930	2,3423		5	47763	4,69653
	3.5	94203	2,34303		4	70673	4,69543
	3	136441	2,34497		3	134215	4,70499

A análise das deformações ou das tensões é idêntica, já que o último depende do módulo de elasticidade do material, que no presente caso é constante para todos os modelos observados. Colocou-se o fémur na posição de extensão relativamente à tíbia, com zero graus em flexão com o pé totalmente apoiado (fig. 21).



**Figura 20 – Gráfico do deslocamento em função do número de elementos**

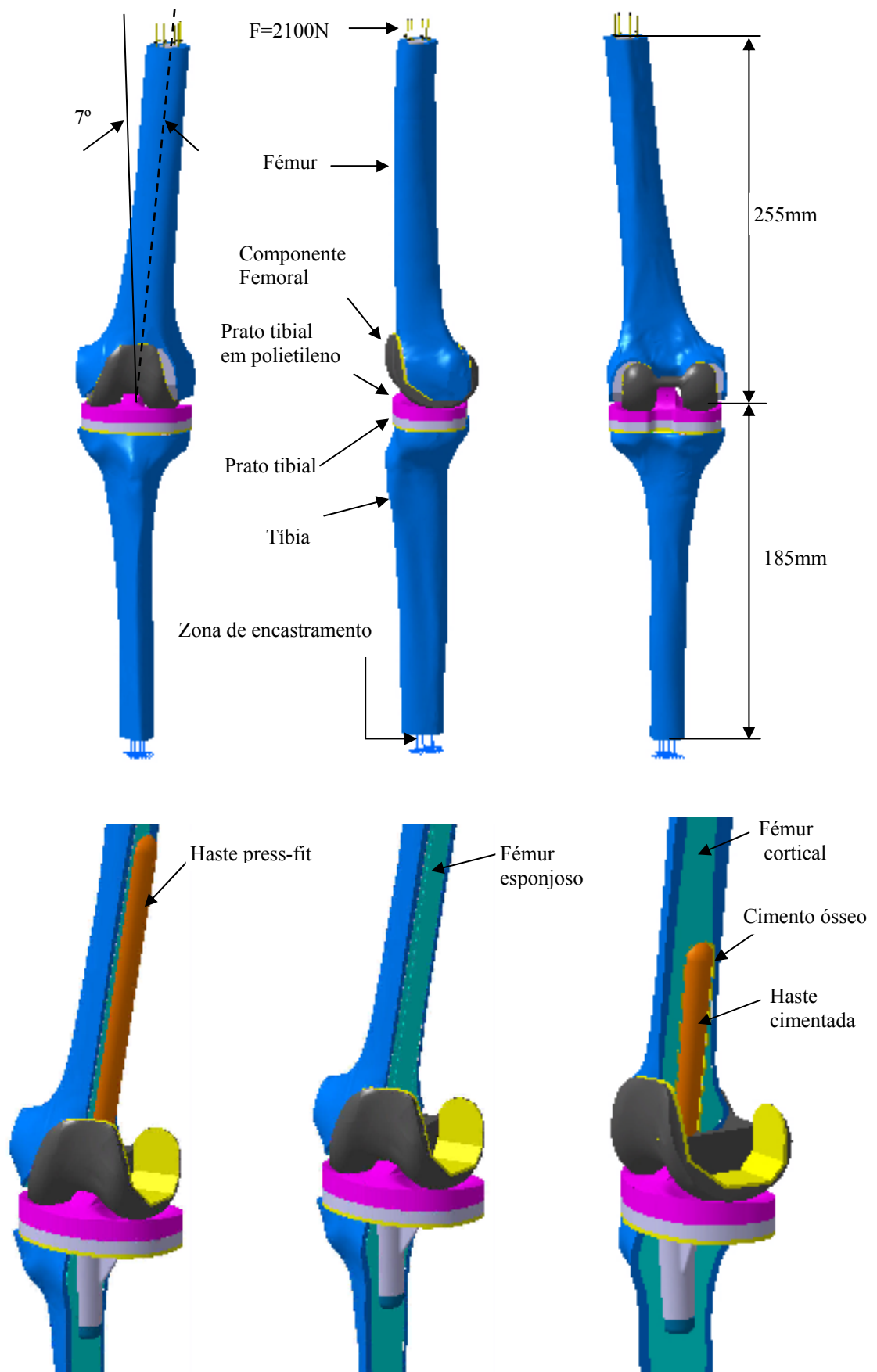


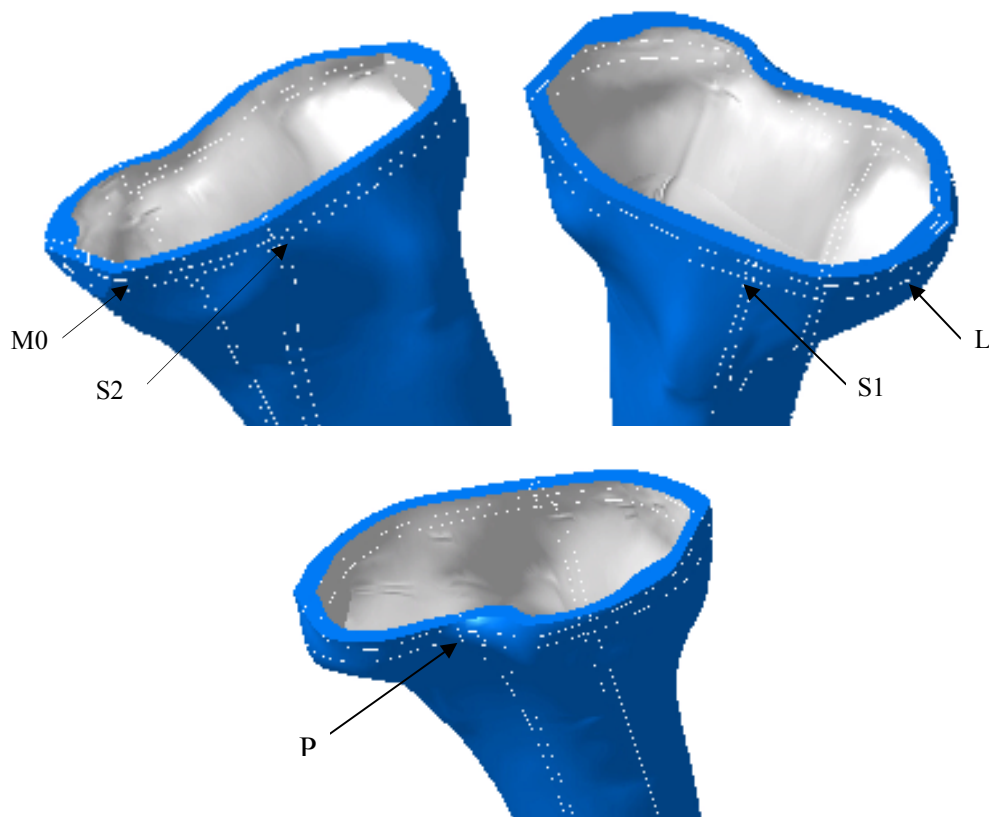
Figura 21 - Modelo numérico tibial e femoral.

Foram analisados três modelos com diferentes geometrias de haste e diferentes modos de fixação. O número de elementos e nós de cada modelo encontram-se na tabela 6.

**Tabela 6: Número de elementos e de nós para cada simulação.**

	Designação do modelo	Número de nós	Número de elementos
Fémur	Implante de Base	117178	110944
	Haste press-fit	120055	116963
	Haste cimentada	123001	120481

A análise estrutural permitiu obter os resultados das deformações principais mínima e máxima que actuam nos nós do modelo numérico. Analisaram-se os valores das deformações principais que actuam no nó mais próximo da posição do extensómetro do modelo experimental. Teve-se particular cuidado ao retirar as deformações principais (tabela 7) para que correspondessem às direcções tangentes à superfície do osso cortical e não às perpendiculares. Retiraram-se as deformações principais na zona dos extensómetros em todos os modelos (fig. 22).



**Figura 22 – Esquema de localização dos extensómetros no modelo numérico.**

### 4.3 Resultados e Discussão

O objectivo da realização dos modelos numéricos foi avaliar as tensões no osso esponjoso da tíbia, por baixo do prato tibial. Isto, com o objectivo de avaliar como as hastes no fémur influenciam o comportamento biomecânico da tíbia. A análise aqui desenvolvida pretendeu avaliar a correlação dos resultados numéricos com os resultados experimentais relativos aos modelos com haste femoral e sem haste.

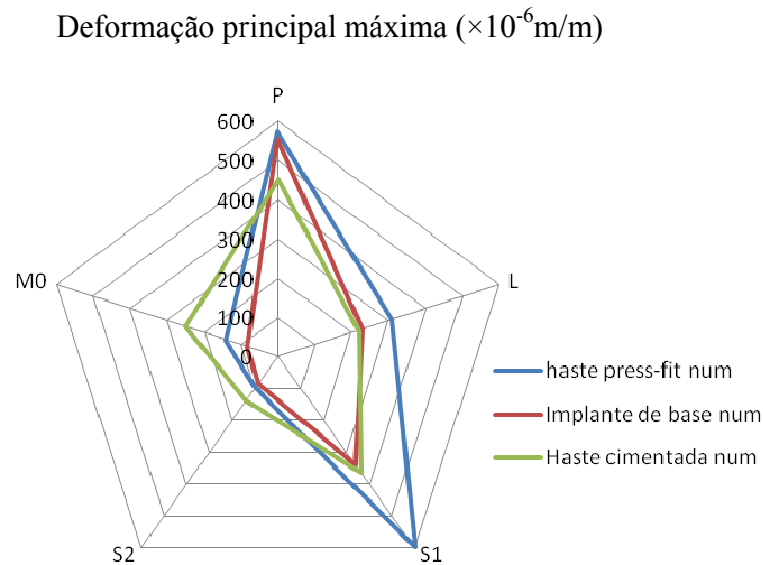
Os resultados numéricos sob a forma da deformação foram semelhantes aos obtidos nos modelos experimentais (tabela 7).

**Tabela 7 – Deformações principais nos diferentes tipos de hastes.**

		<b>Haste Press-fit (<math>\times 10^{-6}</math>)</b>	<b>Implante de base (<math>\times 10^{-6}</math>)</b>	<b>Haste Cimentada (<math>\times 10^{-6}</math>)</b>
P	E1	574	554	453
	E2	-832	-49	-690
L	E1	309	229	219
	E2	-29	-84	-7
S1	E1	599	339	363
	E2	-119	-174	-89
S2	E1	99	85	138
	E2	-99	-108	-107
M0	E1	140	81	251
	E2	-20	-16	-39

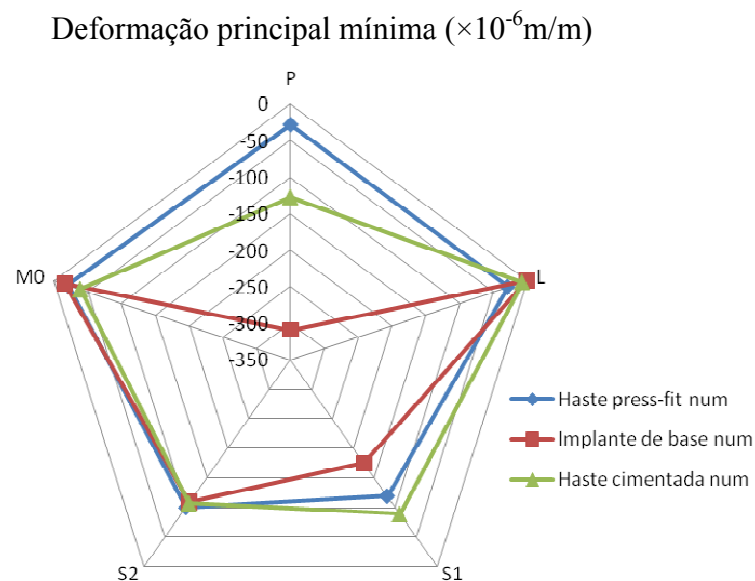
Analisando as deformações principais máximas (fig. 23) nos modelos numéricos verifica-se que a menor deformação ocorreu no extensómetro M0. No extensómetro S1 ocorreu um desvio significativo entre o modelo haste press-fit com o modelo implante de base, da ordem de 76%. O menor desvio ocorreu em P com 3% de desvio entre o modelo implante de base com o modelo press-fit.





**Figura 23 - Deformações principais máximas dos três modelos numéricos.**

Analisando as deformações principais mínimas (fig. 24) verifica-se que o maior desvio ocorreu no extensômetro M0, entre o modelo haste cimentada ( $-39 \mu\epsilon$ ) e o modelo implante de base ( $-16 \mu\epsilon$ ) com 143%. No extensômetro L o desvio que ocorreu entre o implante de base e a haste cimentada é significativo, apresentando um valor de 92%. O menor desvio ocorreu em o S2 com 0.9% de desvio entre o modelo implante de base com o modelo haste cimentada. Nos valores experimentais não se observou diferenças tão elevadas de um modelo para outro.



**Figura 24- Deformações principais mínimas dos três modelos numéricos.**

O objectivo desta parte do estudo consistiu em determinar se a utilização das hastes, no fémur, pode ou não influenciar o comportamento do componente tibial e da tibia.

Observa-se tal como na parte experimental uma diminuição de deformação no extensómetro P aquando da inclusão das hastes, podendo este potencializar o efeito de stress-shielding nesta zona, sendo mais acentuado com a haste press-fit. Tais resultados evidenciam que a haste press-fit é a que mais influência o comportamento biomecânico da tibia, quando comparada com a haste femoral cimentada.

À luz dos resultados obtidos e de todas as limitações que este estudo comparativo encerra em si, pode-se afirmar que a utilização de hastes no fémur influencia o comportamento biomecânico da tibia.

#### ***4.3.1 Comparação dos Modelos Numéricos versus Experimentais***

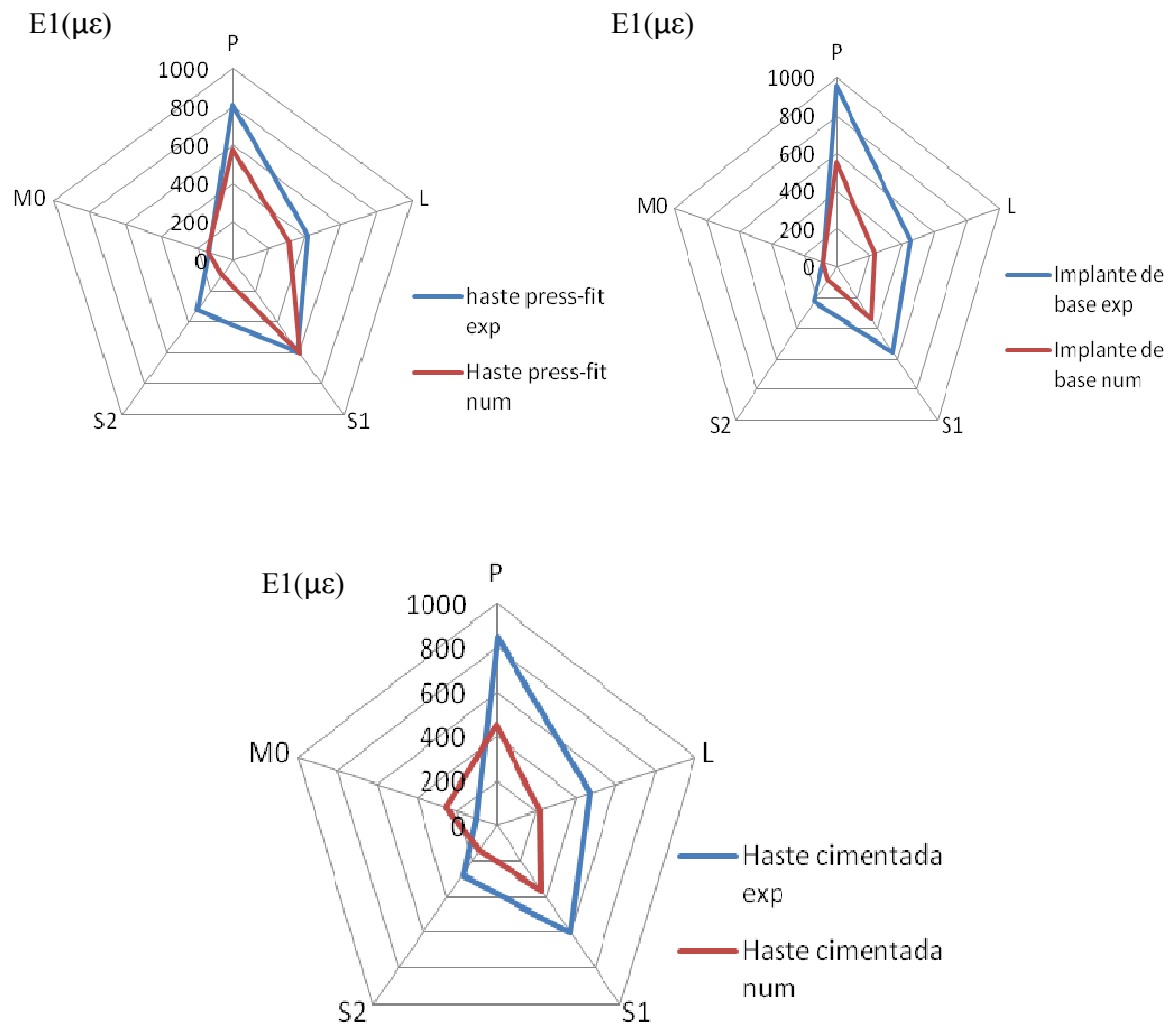
Os resultados experimentais, aqui apresentados, são a média dos cinco carregamentos realizados, para um nível de carga, e os respectivos desvios padrão para as extensões principais mínimas e máximas, nos três modelos ensaiados.

Os valores numéricos expostos, que servem de comparação com os valores experimentais, foram determinados nas mesmas posições dos extensómetros do modelo experimental.

Avaliou-se quantitativamente nos três conjuntos de modelos analisados a relação entre os resultados experimentais e os resultados numéricos (fig. 25).

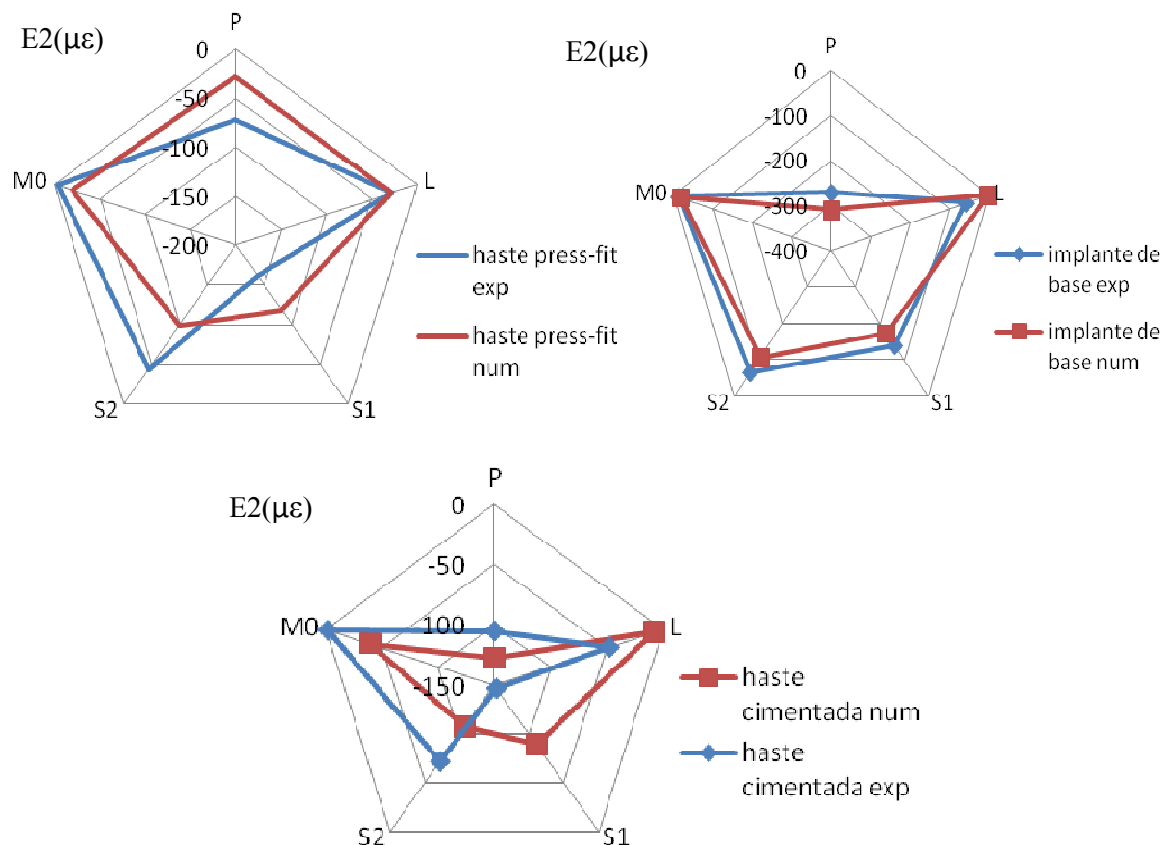
Com o objectivo de avaliar a correlação entre as extensões principais e as deformações principais, realizaram-se regressões lineares para os três modelos.

Tendo em conta as deformações principais máximas observadas na figura 25, verifica-se que, de forma genérica, o modelo numérico representa menores extensões relativamente às deformações principais máximas do modelo experimental. A excepção está no extensómetro M0 do modelo haste cimentada. No caso da haste press-fit verifica-se que a maior diferença de deformação ocorre no extensómetro S2 com 227%. A maior diferença de deformação observada nos implante de base foi no extensómetro S2 com 167%. A menor diferença deformação observada ocorreu no extensómetro S1 com 2% no modelo press-fit.



**Figura 25 – Comparação das deformações principais máximas dos modelos numéricos com os experimentais.**

Nas deformações principais mínimas observadas na figura 26, verifica-se que os resultados do modelo numérico mais próximos dos resultados experimentais são o de implante de base. As deformações principais mínimas apresentam menores diferenças de deformação entre modelos numéricos e experimentais em relação às deformações principais máximas. O maior desvio de deformação observada ocorreu em P no modelo implante de base com 455%. O menor desvio ocorreu em L no modelo de haste press-fit com 1%.



**Figura 26 - Comparação das deformações principais mínimas dos modelos numéricos com os experimentais.**

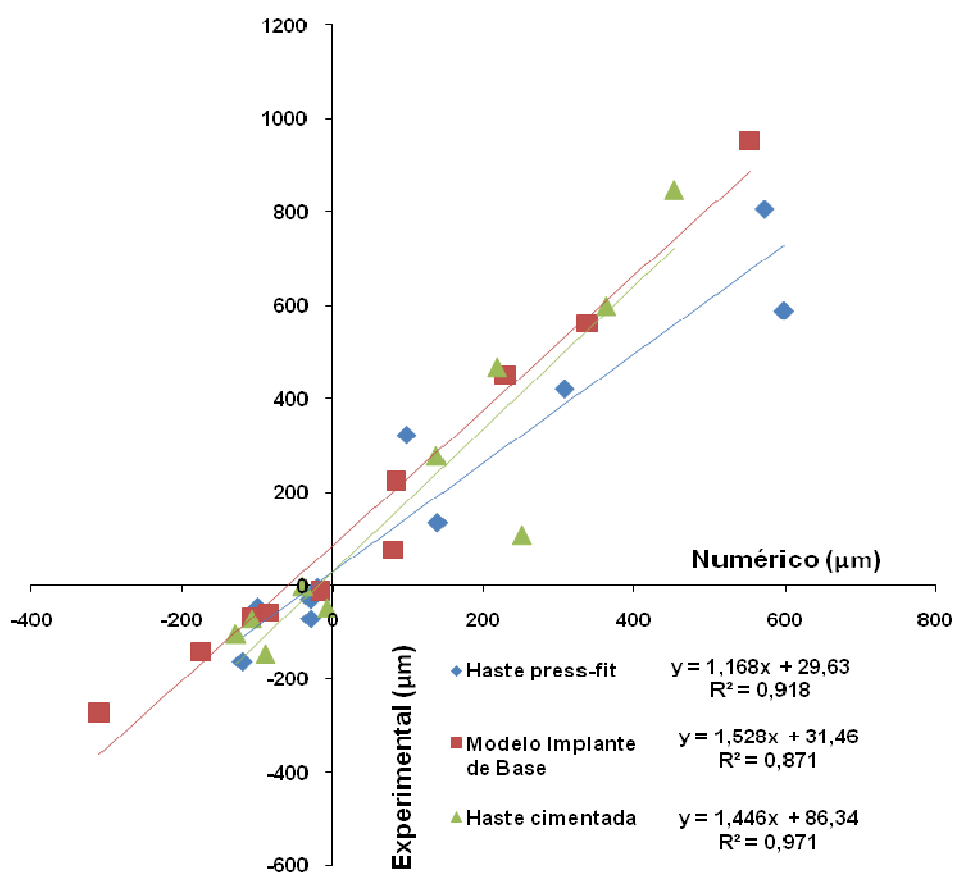
Os declives e a intersecção da regressão, assim como os valores de correlação ( $R^2$ ) estão apresentados na tabela 8.

**Tabela 8 - Valores das regressões lineares entre os modelos numéricos e experimentais no fémur.**

		$R^2$	Declive	Intercepção ( $\times 10^{-6}$ )
Modelos	Haste press-fit	0.918	1.168	-25.36
	Implante de base	0.871	1.528	-20.59
	Haste cimentada	0.971	1.446	-59.7

Os valores obtidos na regressão linear permitem obter uma visão global da relação entre os valores numéricos e os valores experimentais. Verifica-se que os valores de correlação  $R^2$  variam entre 0.871 e 0.971, sendo mais elevado para o modelo sem haste.

Relativamente ao declive da recta da regressão linear, regista-se uma variação entre 1.168 e 1.528, sendo que o valor mais próximo de 1 resultou do modelo com haste press-fit (fig. 27). Na intersecção de regressão linear, os valores mais próximos de zero foram obtidos com o modelo implante de base (-20.59  $\mu\epsilon$ ) e o mais afastado de zero foi para o modelo haste cimentada com -59.7  $\mu\epsilon$ .



**Figura 27 –** Curvas de regressão linear, entre os resultados numéricos dos três modelos e os resultados experimentais.

Devemos ter em conta os efeitos de viscoelasticidade e de anisotropia do material dos modelos experimentais, que podem ter uma maior relevância para valores baixos de extensões e, assim, dificultar a obtenção de uma boa correlação com as deformações numéricas, onde estes materiais foram tratados como materiais com um comportamento linear elástico e isotrópico.

Outra justificação para tal constatação, poderá estar no comportamento mais linear dos modelos compósitos, quando sujeitos a esforços de compressão (extensões principais

mínimas), quando comparado com esforços de tracção (extensões principais máximas), devido à natureza geométrica dos modelos e do material dos mesmos.

A correlação das extensões/deformações principais máximas no modelo com haste press-fit foi superior no modelo com haste cimentada. A explicação para este facto pode resultar das simplificações consideradas no modelo numérico, uma vez que este modelo possui a maior superfície de contacto com o osso e considerou-se no modelo numérico diversas simplificações relativamente ao modelo experimental, entre elas, um coeficiente de atrito constante para toda a superfície em contacto [24].

Tendo em conta os resultados obtidos para os modelos, o modelo sem haste foi o que permitiu obter os melhores níveis de correlação entre os resultados experimentais e os numéricos.

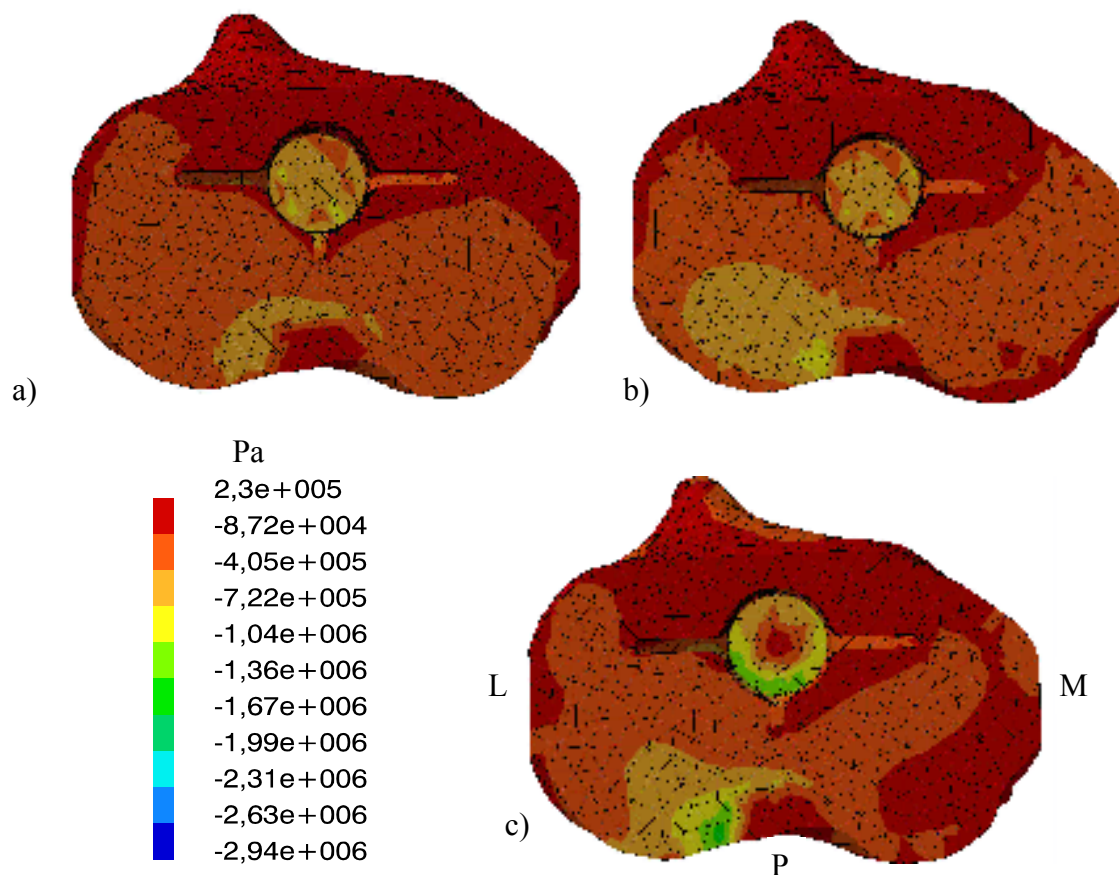
Os valores obtidos numérica e experimentalmente correlacionam-se bem com os três modelos simulados. As regressões lineares realizadas mostraram que o modelo sem haste foi o que permitiu resultados em termos de correlação  $R^2$  mais próximo de 1, em termos de declive foi o modelo com haste cimentada.

Estes resultados não teriam sido alcançados sem o trabalho realizado ao nível da convergência da malha dos modelos numéricos da tíbia e do fémur, de onde se seleccionaram a dimensão média de aresta, assim como o número de graus de liberdade mínimo que serviram de base à construção dos modelos numéricos, para a comparação com os resultados experimentais.

#### ***4.4 Tensões equivalentes no osso esponjoso***

A análise das tensões no osso esponjoso da tíbia revelou-se importante, devido ao facto de na artroplastia de revisão os principais defeitos ósseos na tíbia encontrarem-se na zona proximal junto ao prato tibial no osso esponjoso e cortical, sendo estes defeitos ósseos colmatados aquando da revisão com enxertos ósseos ou metálicos. A utilização de hastes femorais aquando da cirurgia de revisão pode contribuir para alteração do comportamento biomecânico do osso esponjoso na zona proximal, relativamente à situação do fémur sem haste, ou seja, a situação clínica mais comum na artroplastia primária. A análise aqui desenvolvida pretendeu avaliar as alterações dos estados de tensão no osso esponjoso da

tíbia relativos aos modelos com haste femoral e sem haste. Estes campos de tensões não seriam passíveis de avaliação através dos modelos experimentais utilizados no capítulo anterior. Na figura 28 encontram-se representados os diferentes campos de tensões principais mínimas para os diferentes modelos analisados.



**Figura 28 – Tensão principal mínima no osso esponjoso na interface com o manto de cimento, nos modelos a) sem haste femoral, b) com haste femoral cimentada e c) com haste femoral press-fit.**

No modelo sem haste femoral nota-se que a repartição das tensões (-0.29MPa) no lado medial e lateral da interface foi idêntica. Nota-se igualmente que na zona posterior da tíbia existe um forte gradiente de tensões. Este gradiente deve-se essencialmente ao facto de o prato tibial ser um prato para retenção do ligamento cruzado posterior e por esse motivo possuir uma reentrância nesta zona dando origem ao tal gradiente de tensões. Nota-se também que os níveis de tensões na meia parte posterior da tíbia foram superiores em módulo aos valores da meia parte anterior.

No modelo com haste cimentada evidencia-se uma repartição desigual das tensões equivalentes no osso esponjoso entre o lado medial e o lado lateral posterior. Estas foram mais elevadas em módulo no lado lateral (aproximadamente  $-0.59\text{MPa}$ ); no lado medial revelaram-se significativamente inferiores (aproximadamente  $-0.25\text{MPa}$ ) aproximadamente metade dos valores do lado medial. Nota-se igualmente na zona posterior um elevado gradiente de tensões devido à forma da reentrância do prato tibial como já descrito anteriormente.

O modelo com haste press-fit distingue-se por uma repartição heterogénea das tensões equivalentes no osso esponjoso entre o lado medial e o lado lateral. Verifica-se que na extremidade do osso esponjoso, no lado medial, os valores das tensões principais mínimas foram especialmente reduzidos como evidencia a figura ( $-0.016\text{MPa}$ ). Está presente igualmente o gradiente de tensões na zona posterior, mas de uma forma mais significativa que nos modelos de haste cimentada e sem haste.

As tensões principais mínimas no osso esponjoso da tíbia na interface osso-cimento mostram que a utilização das hastes femorais provoca alterações relativamente ao modelo sem haste femoral (implante de base). Os resultados obtidos mostram que relativamente ao modelo sem haste ambos os modelos com haste provocam um incremento dos níveis de tensões. Aparentemente o modelo com haste femoral cimentada é aquele que de uma forma global se aproxima mais dos campos de tensões do modelo sem haste. Ao contrário, o modelo com haste press-fit foi aquele que mais alterações de gradientes de tensão evidenciou relativamente ao modelo sem haste, especialmente no lado medial zona posterior, nesta zona nota-se uma diferença do nível de tensões no modelo com haste press-fit para o modelo sem haste dez vezes menor. Assim, podemos supor que o modelo com haste press-fit nesta zona pode potenciar um efeito de stress-shielding quando comparado com o modelo sem haste.

Estes resultados conduzem-nos à hipótese de que a haste press-fit é aquela que mais influência o comportamento biomecânico da tíbia quando comparada com a haste femoral cimentada. Mais do que a forma da ligação da haste ao osso (cimentada ou press-fit) é o comprimento desta que aparentemente mais influencia a repartição de carga no prato tibial e consequentemente no osso esponjoso na interface cimento-osso. Isto deve-se ao facto de o comprimento da haste aumentar a rigidez do fémur distal levando a que este aumento de



rigidez diminua a capacidade de o fémur repartir de uma forma mais homogénea a carga sobre a tíbia, tal como se evidencia com o modelo sem haste.

Deste modo, podemos referir que a utilização das hastes no fémur altera o comportamento biomecânico da tíbia, especialmente na zona posterior lateral. O modelo com haste press-fit é aquele que mais expressivamente altera esse comportamento. Estes resultados obtidos com o modelo numérico onde as alterações das tensões no osso esponjoso foram mais significativas na zona posterior com a utilização das hastes está em consonância com os resultados obtidos nos modelos experimentais onde se verificou que as principais alterações das deformações principais mínimas dos modelos com haste relativamente sem haste ocorreram no extensómetro colocado na posição posterior. No entanto, o sentido das diferenças dos resultados das tensões principais mínimas do osso esponjoso do modelo numérico foi contrário aos resultados das deformações principais mínimas no osso cortical dos modelos experimentais. Este facto pode ser explicado pelos fortes gradientes de tensão na zona posterior da tíbia, podendo conduzir a um acréscimo ou decréscimo das tensões muito rápido nessa zona posterior, tal como apresenta a figura 29.

Em termos clínicos e com base nestes resultados, parece-nos que num caso em que o cirurgião seja confrontado com a escolha do tipo de haste femoral em função dos defeitos ósseos presentes no fémur, e não tendo em conta outras considerações positivas e negativas para ambos os modelos (facilidade de remoção do osso em casos de re-revisão), e de uma forma puramente biomecânica, a opção pela haste femoral press-fit deverá ser acautelada, já que esta é a que mais altera o comportamento biomecânico da tíbia na zona proximal.

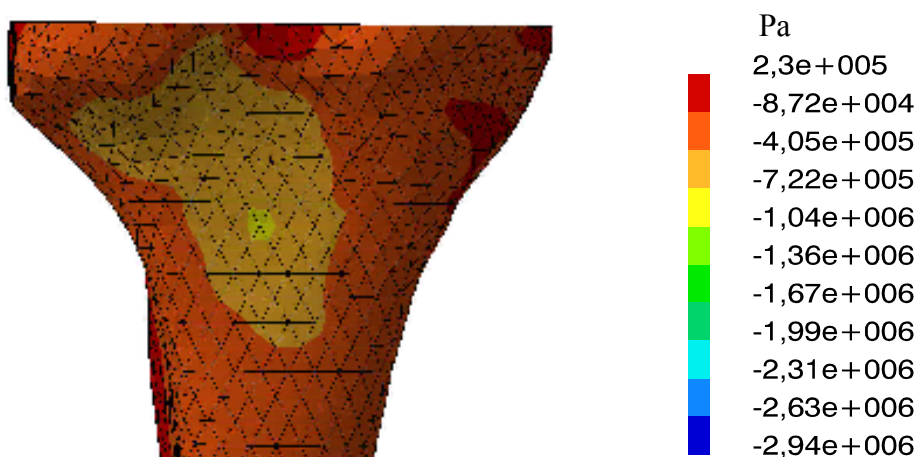


Figura 28 - Gradientes de tensão na zona posterior da tíbia



## **Capítulo V**

*Neste capítulo são feitas as conclusões gerais do trabalho desenvolvido*

### **5.1 Conclusões Gerais**

O estudo aqui apresentado visa avaliar a influência do uso de hastes no fêmur aquando da existência de defeitos ósseos significativos e como podem influenciar o comportamento biomecânico da tíbia. Para este estudo foram utilizados modelos experimentais “in-vitro” e modelos de elementos finitos das estruturas ósseas analisadas. A escolha de análise da influência das hastes femorais na tíbia justifica-se pelo facto de grande parte do insucesso da artroplastia total do joelho (ATJ) resultar por perda por descolamento asséptico do componente tibial.

Os resultados obtidos na tíbia, em consequência da utilização de hastes no fêmur, mostram que o comportamento do componente tibial e da tíbia não são imunes à utilização das mesmas.

Nas deformações observadas na cortical da tíbia no estudo experimental, identificaram-se alterações com desvios absolutos relativamente baixos quando comparados os três modelos, com excepção da localização dos extensómetros S2 e P em que os modelos com hastes apresentam desvios consideráveis quando comparados com o fêmur sem haste. Há uma potencialização para stress-shielding na zona do extensómetro P mais acentuado na haste press-fit.

Na regressão linear observou-se uma boa relação entre os valores numéricos e experimentais, sendo a correlação mais próxima de 1 no modelo haste press-fit. As regressões lineares demonstraram que o modelo sem haste é o que permite resultados mais próximos de 1 em termos de correlação.

O comportamento biomecânico do osso esponjoso é alterado pela utilização de hastes femorais. O modelo com haste femoral press-fit provocou tensões principais mínimas superiores ao modelo com haste femoral cimentada. O modelo com haste press-fit na zona posterior pode potenciar um efeito de stress-shielding quando comparado com o modelo sem haste. O comprimento da haste foi o que aparentemente mais influenciou a repartição de carga no prato tibial e consequentemente no osso esponjoso na interface cimento-osso.

De acordo com os resultados aqui observados, poder-se-ia ter colocado dois extensômetros na zona posterior e um só na zona anterior, uma vez que a zona posterior foi a apresentou maior sensibilidade ao uso de hastes.

O caso de carga analisado foi bastante simples, apenas com a aplicação da carga vertical na zona proximal do fêmur. No joelho real, além dos esforços de compressão exercidos pelo fêmur, os mais importantes em termos absolutos são os esforços de torção que se transmitem entre o fêmur e a tibia e que podem contribuir para aumentar os desvios e deformações de resultados encontrados neste estudo.

Não é do nosso conhecimento a publicação de algum estudo clínico que tenha aferido a maior ou menor taxa de perda dos implantes tibiais associados ao uso de hastes femorais e vice-versa.

Os resultados obtidos apresentam limitações ao nível das condições de carregamento utilizadas, geometrias do fêmur e da tibia, propriedades mecânicas dos materiais e ausência dos ligamentos da patela. Estas limitações podem adulterar as conclusões em termos absolutos. No entanto, como foi referido, o estudo é meramente comparativo, não pondo em causa as diferenças relativas entre os diferentes modelos, e nesse sentido, as conclusões são válidas e indicadoras para opções clínicas.

## ***5.2 Trabalhos Futuros***

Um dos trabalhos futuros a desenvolver para completar este trabalho será, melhorar o modelo em termos de carga aplicadas, isto é, aplicando momento torsor ou momento rotação interna-externa. Criação de modelos para condições de joelho varo-valgo.

Outro trabalho possível de desenvolver seria a realização de ensaios com utilização do modelo da tibia e fêmur humanos (cadáver).

## ***Referências e Bibliografia***

- [1] – Verneviul, A., De lá création dune fausse articulation par section ou ressection partielle de los maxillaire inférieur, comme moyen de rémedier a lankylose vraie ou fausse de la machoire inférieure. Arch Gen Med., 1860: p. 15:174.
- [2] – Campbell, W., Interposition of vitallium plates in arthroplasties of knee: preliminary report. Am J Surg, 1940: p. 47:639.
- [3] – MacIntosh, D., Hemiarthroplasty of the knee using a space occupying prothesis for painful varus deformities. J Bone Joint Surg Am, 1958: p. 40:1431.
- [4] – McKeever DC. Tibial plateau prothesis. Clin Orthop Relat Res. 1960; (18):86-95.
- [5] – <http://zimmer.com.au/z/ctl/op/global/action/1/id/379/template/PC/navid/>  
924 (04/2008)
- [6] – David G. Nazarian, S.M., and Robert E. Booth, Jr., A comparison of stemmed and unstemmed components in revision knee arthroplasty. Clinical orthopaedics and related research, 2002. 404, p. 256:262.
- [7] – Van Lonn, K., Verdonschot, Waal Malefijt, Huiskes, Buma, The role of femoral Stem Extention in Total Knee Arthroplasty. Clin orthop, 2000. 378: p. 282:289.
- [8] – G. Harry van Lenthe, M.M.M.W., Nico Verdonschot, Maarten C de Waal Malefijt and Rik Huiskes, Stemmed femoral knee prostheses. Effects of prosthetic design and fixation on bone loss, Acta Orthop Scand, 2002. 73(6), p. 630:637.
- [9] – G.E.D. Howell, C.H.R., Femoral stem disengagement in modular total knee revision arthroplasty. The Knee, 1999. 6: p. 221:223.
- [10] –Knut O. Buehler, E.V.-W., Darryl D. D'Lima, and Clifford W. Colwell, Jr, The Press-Fit Condylar Total Knee System, 8- to 10-Year ResultsWith a Posterior Cruciate–Retaining Design. The Journal of Arthroplasty, 2000. 15(6): p. 698:701.
- [11] – C. J. M. Van Lonn, M.C.d.W.M., P. Buma, N. Verdonschot, R. P. H. Veth, Femoral bone loss in total knee arthroplasty a review. Acta Orthopaedica Belgica, 1999. 65(2): p. 154:163.
- [12] – M.M.M. Willems, G.H.v.L., N. Verdonschot, M. de wall Malefijt, R. Huiskes, Fixation methods of a stemmed femoral component of a total knee replacement strongly influence eventual bone loss. Orthopaedic Research Laboratories.
- [13] – Berry, D.J., Cemented Femoral Stems. The Journal of Arthroplasty, 2004. 19(4): p. 83:84
- [14] – Kuntrapaka Srinivasan, D.A.M., Christopher C. Tziouspis, Peter V. Giannoudis, Role of long stem revision knee prosthesis in periprosthetic and complex distal femoral fractures: A review of eight patients. Injury, Int. J. Care Injured, 2005. 36(1094:1102).

- [15] – Nyman, J.S., Hazelwood, S.J., and Rodrigo, J.J., Effect of stem size, cement, and interlocking screws on stress shielding in revision TKA: a bone remodeling simulation. Orthopaedic Research Laboratories.
- [16] – Tad M. Mabry, M.B.V., Cathy D. Schleck, William Scott Harmsen, and Daniel J. Berry, Revision total knee arthroplasty with modular cemented stems. the Journal of Arthroplasty, 2007. 22(6): p. 100:10
- [17] – Tad M. Mabry, a.A.D.H., The role of stems and augments for bone loss in revision knee arthroplasty. The Journal of Arthroplasty, 2007. 22(4): p. 56:60.
- [18] – <http://www.ligamentoplastia.com/anatomia-do-jelho.html> (05/2008)
- [19] – [http://scienceblogs.com/afarensis/2007/09/13/whats\\_the\\_deal\\_with\\_the\\_achill/](http://scienceblogs.com/afarensis/2007/09/13/whats_the_deal_with_the_achill/) (05/2008)
- [20] – [http://academic.wsc.edu/faculty/jatodd1/351/tibia\\_fibula.jpg](http://academic.wsc.edu/faculty/jatodd1/351/tibia_fibula.jpg) (05/2008)
- [21] – Nigel Palastanga, D.F., Roger Soames, Anatomia e Movimento Humana, Estrutura e Função. terceira ed. 2000, Manole
- [22] – [http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/traumato/articulacao\\_jelho.htm](http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/traumato/articulacao_jelho.htm) (04/2008)
- [23] – [http://images.medicinenet.com/images/illustrations/knee\\_replacement.jpg](http://images.medicinenet.com/images/illustrations/knee_replacement.jpg) (04/2008)
- [24] – Completo A., Estudo numérico e experimental da biomecânica da prótese do joelho, 2006.
- [25] – <http://www.utahhipandknee.com/history.htm> (03/2008)
- [26] – <http://www.omnexus.com/documentsom/indexables/editorial/articles/8946/22.jpg> (05/2008)
- [27] – [http://www.drugs.com/enc/presentation\\_pages/100225\\_5.html](http://www.drugs.com/enc/presentation_pages/100225_5.html) (05/2008)
- [28] – [http://fernandomfonseca.net/work/PTJ\\_Conceitos\\_e\\_indicacoes.pdf](http://fernandomfonseca.net/work/PTJ_Conceitos_e_indicacoes.pdf) (05/2008)
- [29] – [http://www.maxwell.lambda.ele.puc-rio.br/cgi-bin/PRG\\_0599.EXE/9823\\_2.PDF?NrOcoSis=31106&CdLinPrg=pt](http://www.maxwell.lambda.ele.puc-rio.br/cgi-bin/PRG_0599.EXE/9823_2.PDF?NrOcoSis=31106&CdLinPrg=pt) (04/2008)
- [30] – Belmar, C. B., Barth, P. C., Lonner, J. H., Lotke, P. A., 1999, The use of fully cemented stems in revision total knee arthroplasty. J Arthroplasty 14(2), pp: 263.
- [31] – Stern, S. H., Wills, R. D., Gilbert, J. L., 1997, The effect of tibial stem design on component micromotion in knee arthroplasty. Clin Orthop, 345, pp: 44-52.
- [32] – [http://www.saudenarede.com.br/?p=av&id=Cuidado\\_com\\_o\\_jelho](http://www.saudenarede.com.br/?p=av&id=Cuidado_com_o_jelho) (05/2008)
- [33] – Jazrawi, L., M., Bai, B., Kummer, F. J., 2001, The effect of stem modularity and mode of fixation on tibial component stability in revision total knee arthroplasty. J Arthroplasty, 16(6), pp: 759-767.

- [34] – Morrison, J. B., 1970, The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech*, 3, pp: 51–61.
- [35] – Wasielewski, R.C., Galante, J.O., Leighty, R.M., 1994, Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty. *CORR*, 299, pp: 31-43.
- [36] – [http://www.clinicapauloalencar.com/man\\_joelho6.htm](http://www.clinicapauloalencar.com/man_joelho6.htm) (05/2008)
- [37] – [http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/knee/knee\\_revision/knee\\_revision\\_surgery03.jpg](http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/knee/knee_revision/knee_revision_surgery03.jpg) (05/2008)
- [38]- Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., Toni, A., 1996, Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics* 29(4), pp: 525-535.
- [39] – Szivek, J. A., Thomas, M., Benjamim, J.B., 1993, Characterisation reponse of synthetic and cadaveric femora during simulated one-legged stance. *Journal of Applied Biomaterials*, 2, pp: 277-280
- [40] – Harrington, I. J., 1976, A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomed Eng*, 11, pp: 167–172.
- [41] – Yoshii, I., Whiteside, L. A., Milliano, M. T., White, S. E., 1992, The effect of central stem and stem length on micromovement of the tibial tray. *J Arthroplasty*, 7, pp: 433-438.
- [42] – <http://www.sawbones.com/products/bio/composite.aspx> (05/2008)